

Chemische Osteosynthese mit Plastikklebstoffen

**Experimentelle Untersuchungen
über die Verwendung von Methyl-2-cyanoacrylat
zur Knochenklebung**

von
Jürgen Roderer
aus
Dresden

Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. G. Hegemann

Chemische Osteosynthese mit Plastikklebstoffen

Experimentelle Untersuchungen
über die Verwendung von Methyl-2-cyanoacrylat
zur Knochenklebung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Jürgen Roderer
aus
Dresden

Gedruckt mit der Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

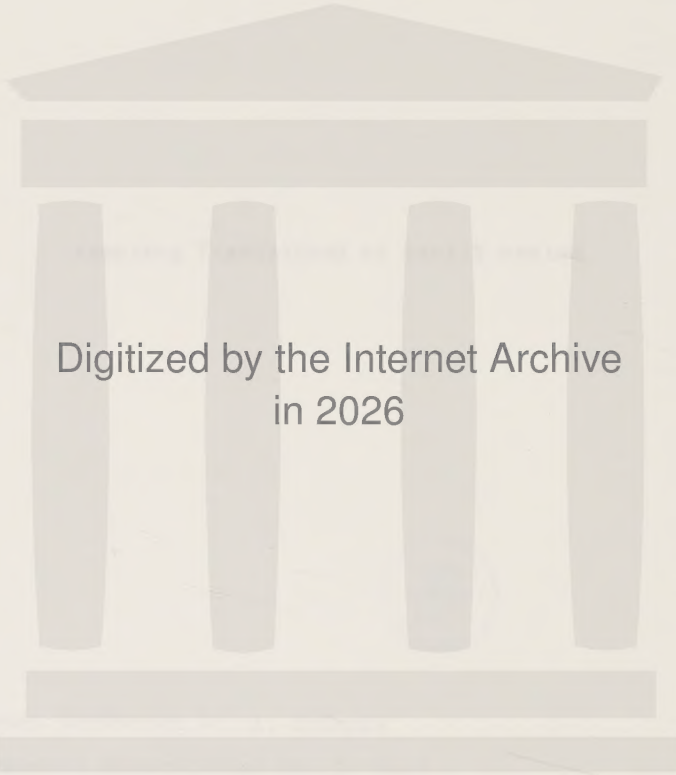


Dekan: Professor Dr. A. Kröncke

Referent: Privatdozent Dr. H. Beck

Tag der mündlichen Prüfung: 9. Oktober 1968

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A. EINLEITUNG UND LITERATURÜBERSICHT	4
B. METHYL-2-CYANOACRYLAT	
Chemische, physikalische und biologische Eigenschaften	8
C. KLEBUNG EXPERIMENTELLER FRAKTUREN ISOLierter MENSCHLICHER KNOCHEN	16
I. Versuchsanordnung und Problematik	16
1. Belastung auf Zug	21
2. Belastung auf Biegung	22
3. Belastung auf Torsion	24
II. Ergebnisse und Beurteilung	25
III. Natürliche Festigkeit menschlicher Knochen . .	38
D. TIERVERSUCHE	40
I. Operationstechnik	40
II. Befunde der klinischen und röntgenologischen Kontrollen	46
III. Sektionsbefunde und histologische Untersuchungen	52
E. FRAKTURKLEBUNG AM MENSCHEN	56
F. ZUSAMMENFASSUNG	61
G. DISKUSSION	62
LITERATURVERZEICHNIS	67

A. EINLEITUNG UND LITERATURÜBERSICHT

Seit altersher gehen die Bestrebungen der Chirurgen dahin, eine funktionstüchtige und anatomisch richtige Wiedervereinigung von Knochenbruchstücken zu erreichen. Lange Zeit war der einzige Weg zu diesem Ziel die langdauernde Ruhigstellung von Extremitäten beziehungsweise der geschädigten Knochen. Aber auch das gewährleistete häufig keine korrekte Reposition und auch oft keine genügende Funktionstüchtigkeit. Hinzu kam, daß die lange Immobilisation eine große Gefahr für den Knochen selbst und das umgebende Gewebe darstellte. Atrophie und Kontrakturen waren nicht seltene Komplikationen.

In jüngerer Zeit finden Metalle in verschiedenen Formen Eingang in die Knochenchirurgie. Man erfüllt damit zwar die gestellten Forderungen einer anatomisch richtigen und funktionstüchtigen Reposition und erzielt im allgemeinen günstigere Ergebnisse und eine erheblich kürzere Behandlungsdauer als mit den früher angewandten Verfahren, muß allerdings auch einige Nachteile in Kauf nehmen, die vorwiegend in einer erhöhten Infektionsgefährdung und in Fremdkörperreaktionen des menschlichen Körpers bestehen.

Mit der Entwicklung der Kunststoffchemie gelangen seit geraumer Zeit auch diese Stoffe zur Anwendung. Erste Versuche sind auf verschiedenen Gebieten der Chirurgie mit Polyamid (Nylon, Perlon), Polyester (Dacron) Polymethyl-

methacrylat (Plexiglas), Polyacrylnitril (Orlon), Polytetrafluoräthylen (Teflon) und Polyäthylen (Marlex) durchgeführt worden (1). Bei allen diesen Substanzen handelt es sich um wasserunlösliche Makromoleküle, die durch Verkoppelung vieler kleiner gleichartiger oder verschiedenartiger Moleküle entstehen. Nach der Polymerisation beziehungsweise Polykondensation können diese Substanzen nur mehr geringen Formänderungen unterworfen werden. Damit scheiden sie aber zur "Leimung" von Knochenbrüchen aus.

1958 verwenden SALVATORE und MANDARINO das Polyurethan "Ostamer" erstmals als "Knochenleim" zur Stabilisation von Knochenbruchstücken (2). Zu diesem Zweck werden die beiden Komponenten, ein Präpolymer und ein Katalysator, sorgfältig gemischt und die entstehende plastische Masse in die vorbereitete Markhöhle eingebracht (3). Allerdings handelt es sich dabei weniger um eine Leimung als um eine intramedulläre Plombierung, da sich der Schaum den knöchernen Unregelmäßigkeiten innerhalb der Markhöhle gut anpaßt und so einen gewissen Grad mechanischer Stabilität bietet. Die anfänglichen klinischen Ergebnisse schienen zu bestätigen, daß man in "Ostamer" einen gewebeverträglichen, nicht toxischen Klebstoff gefunden hatte, der bei genügender Festigkeit die Heilung nicht verzögert, vom Knochen durchwachsen und vom Körper abgebaut werden kann (4,5). Zahlreiche in Tierversuchen gewonnene Erfahrungen zeigen jedoch, daß Polyurethan zu starken Fremdkörperreaktionen führt, die Knochenbildung verzögert, da die Hohl-

räume des Schaumes in keinerlei Verbindung zueinander stehen und folglich nicht von Osteoblasten durchwachsen werden können, und nur zum Teil abgebaut werden kann. Die Abbauprodukte bleiben als sogenannter Ostamerschotter in Bindegewebszellen liegen (4,6,7,8,9). Hinzu kommt, daß bei der Polymerisation erhebliche Wärmemengen freigesetzt werden (10), die in vielen Fällen zum Bruch oder Verrutschen der Plombe und zur Infektion und Bildung von Fisteln führen (11). Aus diesen Gründen wird die Verwendung von "Ostamer" heute auf die Behandlung pathologischer Frakturen beschränkt (12).

Zur gleichen Zeit führen GOLOVIN in der UdSSR und BLOCH in Australien Untersuchungen über das Epoxyharz "Araldit" durch. Auch hier wird der Klebstoff als Plombe (GOLOVIN) oder als Manschette (BLOCH) eingebracht. In allen Versuchen wird über eine gute Gewebeverträglichkeit, ausreichende Sterilität und geringe exothermische Reaktionen innerhalb erträglicher Grenzen berichtet (13,14,15,10). Jedoch kam es in der Mehrzahl der Fälle zur Refrakturierung nach 4 bis 6 Wochen und zu einer erheblichen Verzögerung der Callusbildung (10,15). Eine praktische Anwendung dieses Kunststoffes erscheint demnach zurzeit noch nicht angebracht.

Seit 1960 gewinnt auch das deutsche Methylmethacrylat "Palacos" an Interesse. Es findet vorwiegend bei der Einkittung von Schenkelkopf- und Hüftgelenksprothesen sowie bei

pathologischen Frakturen Anwendung (16). Eine echte Leimfunktion besitzt auch Palacos nicht; auch hier werden erhebliche Temperaturen erreicht, die zu Knochennekrosen führen. Das ausgehärtete Palacos besitzt eine gute Gewebeverträglichkeit (17), kann jedoch vom Organismus nicht abgebaut werden.

Wie allen "in vivo" polymerisierten Kunststoffen ist auch diesen drei letztgenannten Stoffen eigen, daß sie noch Restmonomere enthalten, die eine starke Gewebereizung, Degeneration und Nekrosen bewirken. Jedoch scheint der menschliche Knochen gegen die starke Reizwirkung monomerer Acrylate erstaunlich widerstandsfähig zu sein (MÜLLER, ALLGÖWER). Die eingangs erwähnten völlig auspolymerisierten Kunststoffe dagegen heilen gut ein (17) und werden abhängig von der Form und der Porosität des Implantates bindegewebig eingeschleitet (18). Sie werden von den Fermenten des Organismus nicht angegriffen und bieten keinerlei chemisch-biologische Probleme.

Demnach lassen sich für einen in der Knochenchirurgie verwandten Klebstoff grundsätzlich folgende Forderungen aufstellen:

1. Schnelle, belastungsfähige Bindung bis zur ausreichenden Callusbildung
2. Von Anwesenheit von Wasser und Blut unabhängiger Reaktionsablauf
3. Optimale Reaktionstemperatur in Nähe der Körpertempe-

ratur

4. Geringe exothermische Reaktion
5. Geringe Volumenänderung des Klebstoffes während des Reaktionsablaufes
6. Sterilität und Unschädlichkeit
7. Gute Gewebeverträglichkeit mit geringer Fremdkörperreaktion, Inflammation und Infektion
8. Keine Sensibilisierung und Antikörperreaktion
9. Keine Hemmung des Heilungsprozesses
10. Abbau oder zumindest Durchwachsung durch Körpergewebe

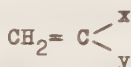
B. METHYL-2-CYANOACRYLAT

Diesen Forderungen entspricht weitgehend der von COOVER und Mitarbeitern 1959 beschriebene Einkomponentenkleber "EASTMAN 910" (19). Es handelt sich um eine klare, farblose, wasserähnliche Flüssigkeit, die bei Kontakt mit den meisten Substanzen sehr schnell zu einem trockenen weißlichen Film polymerisiert. Während die bisher üblichen Kleber nur bei Anwendung von Hitze, Druck und Katalysatoren beziehungsweise durch Entzug eines Lösungsmittels binden, polymerisiert dieser Stoff bereits bei Raumtemperatur ohne Lösungsmittel oder Zugabe eines Katalysators. Die Klebewirkung wird noch vergrößert, wenn der Klebstoff zu einem sehr dünnen Film gepreßt wird.

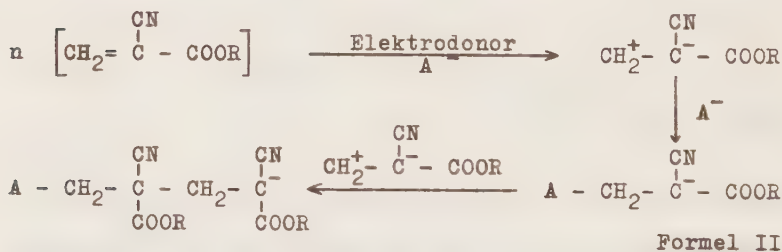
Die Adhäsionskraft der Alkyl-2-cyanoacrylate wurde zufäl-

lig bei einer Serienuntersuchung von 1,1 substituierten Äthylenen (Formel I) entdeckt.

Formel I



Hierbei stellen x und y starke elektronegative Gruppen dar, die entscheidend für den Wirkungsmechanismus sind. Durch die katalysatorische Funktion sehr schwacher Basen wie Wasser oder Alkohol kommt es zu einer Anionenpolymerisation (Formel II). Dabei scheint die Luftfeuchtigkeit



ausreichend zu sein. Säuren üben demnach eine Hemmwirkung auf die Polymerisation aus und können als Stabilisatoren verwandt werden.

Allerdings ist die induktive Wirkung schwacher Basen nicht allein ausschlaggebend für die ungewöhnlich schnelle und starke Bindung der Alkyl-2-cyanoacrylate. Hinzu kommt noch die elektromere Wirkung sowohl der Nitril- als auch der Alkoxy-carbonylgruppe (Formel III), die diese



Formel III

auffallend starke Polymerisation der Doppelbindungen in den Alkyl-2-cyanoacrylaten bewirkt. Alkyl-2-cyanoacrylate werden durch Kondensation von Formaldehyd mit einem Alkylcyanoacetat in Gegenwart eines basischen Katalysators hergestellt. Durch Depolymerisation des entstehenden Polyalkylcyanoacrylates erhält man das Alkyl-2-cyanoacrylat. Um einen zur Anwendung geeigneten Klebstoff zu bekommen, wird das rohe, dünnflüssige Monomer redestilliert und mit Stabilisatoren und Verdickungsmitteln versetzt.

Die Bindung der benutzten Methylcyanoacrylate erfolgt abhängig vom Gehalt an Stabilisatoren, dem Grad der Viskosität, der Art der Klebflächen, der Temperatur und der Feuchtigkeit innerhalb weniger Sekunden bis weniger Minuten. Nach 48 Stunden wird die volle Klebefestigkeit erreicht, die innerhalb von 4 Monaten nur minimal abnimmt (beobachtet an Stahl).

Die Polymerisation bedingt keine Volumenänderung und Wärmefreisetzung. Darauf beruht die aussergewöhnliche Klebekraft der Alkyl-2-cyanoacrylate, die sowohl zu einer mechanischen Adhäsion aufgrund einer Verankerung in Oberflächenunregelmäßigkeiten, Hohlräumen oder Poren als auch zu einer spezifischen Adhäsion durch molekulare Anziehung bei glatten, dichten Flächen führt. An glatten Metallflächen konnte eine Zugfestigkeit bis 8900 psi (ca. 625 kg/cm²) gemessen werden.

Es ist von -17° C bis +165° C temperaturbeständig und zeigt gerade im Bereich der Körpertemperatur seine maximale Festigkeit.

Bleibt es längere Zeit bei Raumtemperatur Wasser oder schwachen Basen ausgesetzt, so beobachtet man ein geringes Nachlassen der Klebefestigkeit. Es ist ausgezeichnet widerstandsfähig gegen die üblichen organischen Lösungsmittel und industriellen Flüssigkeiten, wird jedoch von Dimethylformamid allmählich aufgelöst (20).

Zahlreiche bakteriologische Untersuchungen sowohl des Klebstoffes als auch des Monomers (21) haben gezeigt, daß beide nicht nur bakteriostatisch sondern auch bakteriocid wirken, eventuell aufgrund ihres Cyanidradikals in ihrer Molekularformel. Wiederholt angesetzte Kulturen von *Escherichia coli*, *Aerobacter aerogenes*, *Staphylococcus aureus* und *Bacterium Stearothermophilus* auf Agarplatten und im Bouillon ließen bei Anwesenheit von Methyl-2-cyanoacrylat kein Wachstum erkennen. Lediglich Pilzsporen, die nicht völlig eingetaucht sind, sondern auf der Oberfläche schwimmen, bleiben lebensfähig (22). Das Monomer kann daher als "selbststerilisierend" betrachtet werden und bedarf für biologische Versuche nur einer sterilen Verpackung.

Methyl-2-cyanoacrylat erwies sich als nicht toxisch. Untersuchungen von Leber, Niere, Milz und anderen Organen zeigten nach subcutaner Injektion von Methyl-2-cyanoacrylat keinerlei pathologische Veränderungen. An der Injektionsstelle zeigte sich eine leichte Entzündungsreaktion mit Leukocyteninfiltraten ohne andere abnorme Zellen (23). Die Gewebeverträglichkeit wird jedoch unterschiedlich beurteilt. Ein Teil der Autoren (24,25,26,27) berichtet

über schwere Gewebeschäden mit weit gestreuten Nekrosen, starken Entzündungsreaktionen, polymorphzelligen Leuko-
cyten- und Riesenzellinfiltraten. Dagegen ist nach der
Mehrzahl der Untersucher (28,29,21,30,31,32,33,34,35,36,
37,38,39,40,41,42,43) der Klebstoff außerordentlich gewe-
befreundlich und zeigt teilweise geringere Fremdkörperre-
aktionen als die üblichen Nahtmaterialien wie Catgut und
Seide. Anscheinend besteht eine Beziehung zwischen der
Menge des verwandten Klebstoffes und der Intensität der
Gewebereaktion. Er muß deshalb mit größter Sorgfalt und
in möglichst geringen Dosen verwendet werden (30,40,44).
Entsprechend wird festgestellt, daß der Klebstoff in kei-
ner Weise den Heilungsprozeß beeinträchtigt (35,42,43,45,
46,47). Im allgemeinen ist die Festigkeit in den ersten
postoperativen Tagen wesentlich besser als bei Nähten (24,
29,31,37,48). Bei Hautwunden und Hauttransplantationen
wird übereinstimmend ein besserer kosmetischer Effekt bei
der Verwendung von Methyl-2-cyanoacrylat gegenüber Nahtma-
terial beschrieben. Keiner der Untersucher beobachtete
eine allergische Reaktion weder im Tierversuch noch bei
den zahlreichen Verwendungen bei Menschen. Nach etwa 2 bis
3 Wochen beginnt der Klebstoff allmählich von Histiocyten
und Fremdkörperriesenzellen abgebaut zu werden (33,36,37,
47,49). Das abgebaute Material wird in den Riesenzellen
gespeichert, die in ihrer Struktur sehr charakteristisch
sind. Sie besitzen einen ovalen, großen Leib mit blassem
eosinophilen Cytoplasma und zahlreichen Kernen, die an der
Peripherie oder an einem Ende der Zelle zusammengedrängt

sind. Dieser Abbau scheint nach etwa 3 Monaten abgeschlossen zu sein (8,21,35,39). Nur größere Mengen des Klebstoffes bleiben anscheinend über längere Zeit reaktionslos - vergleichbar mit Teflon und Seide - im Bindegewebe eingebaut liegen (25,38).

Zahlreiche Versuche wurden bisher mit Methyl-2-cyanoacrylat durchgeführt. Vor allem war die Anwendung an Blutgefäßen (23,25,27,34,35,46,50,51,52,53,54,55,56,57,58,59,60) und an der Haut (23,24,26,29,32,33,37,40,48,59,61,62) von besonderem Interesse. Die Ergebnisse ermutigten auch andere Autoren diesen Klebstoff an anderen Geweben zu erproben. So liegen bereits Resultate über Klebungen an Trachea, Bronchien und Lunge (23,26,36,39,42,63,64,65), am Darm (23,40,41,43,47,66), am Auge (30,31,44), an der Dura (28), an parenchymatösen Organen (23,38,49,67) und auch an Knochen (8,23,45) vor.

Unter 228 veröffentlichten Untersuchungen sowohl am Tier als auch beim Menschen erwähnt JOSHIMURA 1960 (23) auch zwei Experimente am Knochen. Aus der Veröffentlichung geht nicht klar hervor, in welcher Weise der Klebstoff verwandt wurde. Jedoch ist anzunehmen, daß er mit Gelatine vermischt in den Frakturspalt eingebracht wurde. Während in 74 % der Fälle hervorragende Ergebnisse erzielt wurden, wird das Resultat der Knochenleimung als mittelmäßig bezeichnet.

COBEY (45) beschreibt 1961 Versuche bei Frakturen langer

Schaftknochen von Ratte und Hund. Der Klebstoff wird mit Gelatine im Verhältnis 1 : 1 in größerer Menge in den Frakturspalt injiziert. Innerhalb von 3 bis 7 Stunden erfolgt eine genügende Fixation; allerdings erscheint es notwendig, die Extremitäten der Tiere für die ersten 24 Stunden zu schienen. Nach etwa einer Woche treten die Tiere wieder auf, ohne den Lauf zu schonen. Abhängig von der Lokalisation des Bruches durchwächst der Knochen in 4 bis 8 Wochen vollständig den Klebstoff. Eine Verzögerung der Heilung gegenüber den Kontrolltieren tritt nicht auf. Bei 0,8 % entwickelt sich eine Fistel; eine Pseudarthrose wurde nicht beobachtet.

Kurze Zeit später berichtet LIGHTERMAN über die Klebung von 26 experimentell erzeugten Unterkieferbrüchen bei Hunden (8). Auch hier wird "Eastman 910" in größerer Menge subperiostal an der Frakturstelle injiziert. Wöchentliche klinische und röntgenologische Untersuchungen sollen Knochenheilung; Knochenveränderungen und Refrakturen kontrollieren. Mit Ausnahme von 4 Frakturen, die schon anfangs keinen Halt fanden, blieben die übrigen Brüche fest und die Hunde nahmen an Gewicht zu. Nach 20 bis 50 Tagen traten aber Refrakturen auf. Nur in 2 Fällen blieb der Unterkiefer bis zur Sektion am 135. beziehungsweise 180. postoperativen Tag stabil. Der Autor kommt zu dem Ergebnis, daß eine enzymatische Veränderung von Methyl-2-cyanoacrylat nach 20 bis 50 Tagen zur Refraktur führt.

Bei allen diesen Versuchen handelt es sich also wie bei

den eingangs beschriebenen Fällen mit Ostamer, Araldit und Palacos um Knochenplombierungen beziehungsweise Kitungen, wobei größere Mengen des verwendeten "Klebstoffes" in den Frakturspalt eingebracht werden. Dies führt jedoch - wie erwähnt - selbst bei dem sonst gut verträglichen Klebstoff Methyl-2-cyanoacrylat zu starken Gewebeschädigungen. Darauf sind wohl die offensichtlichen Mißerfolge früherer Untersuchungen zurückzuführen.

Die günstigen Eigenschaften der Methyl-2-cyanoacrylate sowie ihre außerordentlich starke Klebefestigkeit haben uns dazu veranlaßt, Versuche über die Osteosynthese mit möglichst geringen Mengen dieses Klebstoffes durchzuführen. Dabei strebten wir eine schnelle, belastungsfähige und anatomisch richtige Stabilisation der Fragmente unter Vermeidung einer erhöhten Infektionsgefahr und stärkerer Fremdkörperreaktion an. Ein weiterer Vorteil gegenüber der Metallosteosynthese wäre der Abbau des Klebstoffes nach einer gewissen Zeit, ohne daß eine erneute Operation zur Entfernung nötig wäre. Der Nachteil einer offenen Reposition wäre durch die 100 %ig korrekte und feste Fixation wettgemacht. Hinzu kommt, daß eine derartige Operation sehr kurz und für den Patienten weniger belastend ist. Von besonderem Interesse waren dazu die langen Schaftknochen, da bei diesen auf einer relativ kleinen Bruchfläche eine große Belastung abgefangen werden muß. Von hier ließen sich die Ergebnisse ohne weiteres auf kleinere, weniger belastete Bruchstücke übertragen.

C. KLEBUNG EXPERIMENTELLER FAKTUREN ISOLierter

MENSCHLICHER KNOCHEN

Wir entnahmen 131 Röhrenknochen aus Leichen oder frischen Amputationspräparaten und befreiten sie sorgfältig vom umgebenden Weichteilgewebe und Periost. Diese Präparate wurden anschließend sofort in physiologischer Kochsalzlösung von 37° C aufbewahrt, um eine Austrocknung und Veränderung des Knochens zu vermeiden. Auch nachdem der Knochen künstlich gebrochen worden war, wurden die Bruchstücke in dieser Lösung gehalten, um möglichst natürliche Bedingungen zu schaffen.

Anfangs versuchten wir, die Knochen zu zersägen und die gewonnenen Flächen plan zu schleifen, erhielten jedoch bei den frischen Knochen keine befriedigenden Ergebnisse.

Belastung nach	Klebung mit	
	Eastman 910	Sicomet 85
1/4 Std	4 kp	6 kp
1/2 Std	Ø	6 kp
3/4 Std	7,5kp	9 kp
1 Std	2 kp	4 kp
12 Std	14 kp	10 kp
24 Std	14 kp	Ø

Tabelle 1:
Zugbelastbarkeit
in kp von plangeschliffenen Sägeschnitten nach
Klebung mit Eastman 910 bzw Sicomet 85 und Kompression für 2 Min.
Mittlere Belastbarkeit 6,5 kp
(1,4 kp/cm²).

Dies schlug sich auch in den gefundenen Belastungswerten nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat nieder (Tabelle 1). Im Vergleich zu einer versuchsweise gebrochenen Fibula,

die bereits 30 Minuten nach Klebung bis zu 48 kp belastbar war, sind die obigen Ergebnisse deutlich schlechter. Wir gingen daher in der Folgezeit dazu über, ein Ende des isolierten Knochens im Schraubstock zu fixieren und durch starke Biegekräfte oder Torsion, die am freien Ende angriffen, relativ natürliche Frakturen zu erzeugen. Je nach der Art der angewandten Kraft erhielten wir reine Querbeziehungsweise mehr oder weniger schräge Brüche. Auffällig war, daß die Knochen der oberen Extremität gegenüber Biegekräften, die der unteren Extremität gegenüber Torsionskräften geringere Stabilität zeigten.

Die Bruchfläche, die vom einfachen Kreis bis zur angenäherten Ellipse variierte, wurde durch die beiden Radien (wobei im Falle des Kreises $a = b$ ist) und die Corticalisdicke h bestimmt. Daraus errechnet sich für den ellipsenförmigen Schrägbruch folgende Bruchfläche. (Abb.1 und 2)

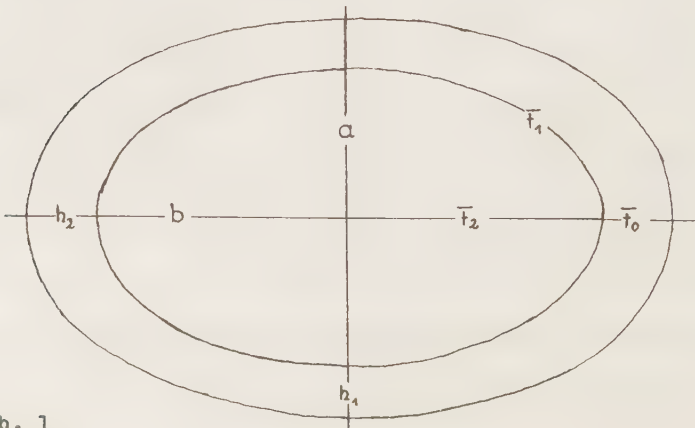
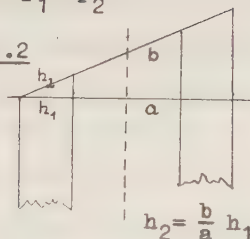


Abb. 1

$$F_0 = F_1 - F_2$$

Abb. 2



$$F_1 = \pi ab$$

$$\begin{aligned} F_2 &= \pi (a - h_1) (b - h_2) \\ &= \pi (a - h_1) \left(b - \frac{bh_1}{a} \right) \\ &= \pi \left(ab - h_1 b - h_1 b + \frac{h_1^2 b}{a} \right) \\ &= \pi \left(ab - 2h_1 b + \frac{h_1^2 b}{a} \right) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} F_0 &= \pi ab - \pi \left(ab - 2h_1 b + \frac{h_1^2 b}{a} \right) \\ &= \pi \left(ab - ab + 2h_1 b - \frac{h_1^2 b}{a} \right) \\ &= \pi \left(2h_1 b - \frac{h_1^2 b}{a} \right) = \pi \frac{h_1 b}{a} (2a - h_1) \end{aligned}$$

Die Bruchfläche bei kreisförmigem Querschnitt ergab sich demnach aus

$$F_0 = \pi h (2r - h)$$

Wir waren uns darüber im klaren, daß es sich dabei lediglich um angenäherte Werte handeln konnte, da eine genaue Bestimmung der Bruchflächen durch die Unzahl von Zacken, Ecken und sonstigen Unregelmäßigkeiten einer Knochenbruchfläche unmöglich ist (Tabelle 2). Auch andere Versuche, die Bruchfläche genauer zu bestimmen, ergaben keine besseren Resultate.

Präparat	Radius r(cm)	Corticalisdicke h(cm)	h/r	F ₀
Femur	1,6	0,8	1:2	6,03
Tibia	1,4	0,7	1:2	4,61
Humerus	1,1	0,4	1:3	2,26
Rad./Uln.	0,9	0,3	1:3	1,41

Tabelle 2: Radius und Corticalisdicke, sowie Bruchfläche bei kreisförmigem Querschnitt der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate.

Die Bruchstücke wurden - wie bereits erwähnt - in physiologischer Kochsalzlösung von 37° C aufbewahrt, da in vivo das Methyl-2-cyanoacrylat bei Anwesenheit von Blut polymerisieren muß.

Auf eine der feuchten Bruchflächen wurde der Klebstoff dünn aufgetragen und die beiden Bruchstücke genau aufeinander gepaßt (Abb.3).

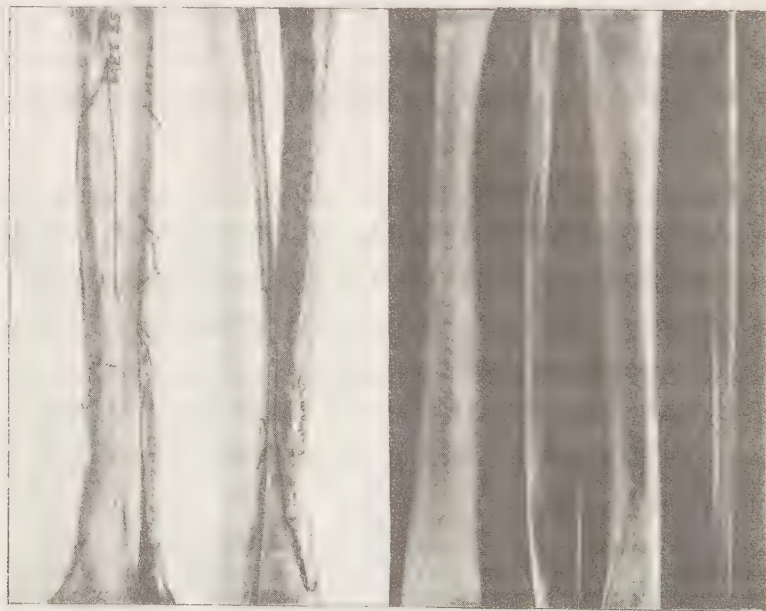


Abb.3: Formgerechte Fixation von experimentellen Unterschenkelfrakturen mit Methyl-2-cyanoacrylat, a) mit "Sicomet 85" b) mit "Eastman 910". Die Bruchlinien sind mit Tusche nachgezeichnet. c) und d) sind die entsprechenden Röntgenbilder: Bruchspalten sind nur mehr teilweise erkennbar.

Anschließend wurde der Bruchspalt für 2 Minuten mit einer Knochenfaßzange komprimiert, um erstens einen möglichst

dünnen Klebstoffilm zu erhalten und zweitens dadurch die Polymerisation zu beschleunigen. Eine Kompression für 2 Minuten hatte sich durch unsere Versuche als völlig ausreichend erwiesen.

Während der gesamten Versuchsreihe verwandten wir alternierend die beiden Methyl-2-cyanoacrylatklebstoffe "Eastman 910" der Firma Ethicon und "Sicomet 85" der Sichelwerke, wobei wir ähnliche Brüche verglichen. Beide Klebstoffe lagerten wir während der viermonatigen Versuchsdauer im Kühlschrank bei $+4^{\circ}\text{C}$, obwohl von den Herstellern eine Lagerfähigkeit von 3 Monaten bei Raumtemperatur angegeben wird. Einen sichtbaren Unterschied zwischen diesen beiden Fabrikaten konnten wir nicht feststellen (Tabelle 3). Wir verzichteten daher in unseren weiteren Tabellen auf eine derartige Differenzierung, obwohl wir diese Gegenüberstellung die ganze Versuchsserie über beibehielten.

Ferner fanden wir, daß bereits nach 20 bis 30 Minuten die volle Stabilität erreicht ist und diese auch später nicht zunimmt (Tabelle 3). Wir konnten daher diesen Faktor aus unseren weiteren Betrachtungen ausklammern. Bisweilen war schon aufgrund klebetechnischer Fehler eine schlechte Pro-

Belastung nach	Klebung mit	
	Eastman 910	Sicomet 85
1/2 Std	14 kp	8 kp
1 Std	16 kp	26 kp
12 Std	8 kp	16 kp
96 Std	16 kp	18 kp

Tabelle 3:
Biegebungsbelastbarkeit von experimentellen Knochenfrakturen nach Klebung mit "E 910" bzw. "Met 85" nach wechselnden Zeitintervallen.

gnose zu stellen. Wir behielten jedoch auch diese offensichtlichen Fehlresultate in unserer Aufstellung, um ein möglichst objektives Bild unserer Ergebnisse wiederzugeben.

Die geklebten Frakturen unterwarfen wir etwa 30 Minuten nach der Klebung den natürlichen am Knochen auftretenden Belastungsqualitäten.

1. Druck beziehungsweise Zug in Richtung der Knochenachse.

Durch beide Epiphysen wurde parallel zueinander und senkrecht zur Knochenachse je ein starker Draht hindurchgeschossen und in einem Metallbügel eingespannt. Der eine Bügel wurde in eine geeichte Federwaage eingehängt, der andere zunehmend mit Metallgewichten belastet (Abb.4). Die am Bruchspalt auftretende Belastung ergab sich einerseits aus dem an der Federwaage abgelesenen Gewicht in kp abzüglich Gewicht des Bügels und des halben Knochens, andererseits aus dem Gewicht der aufgelegten Scheiben sowie dem Bügelgewicht und dem halben Knochengewicht (Tabelle 4).



Abb.4:
Versuchsanordnung zur Längsbelastung der in Abb.3a gezeigten Tibia nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat.

Präparat	Fläche cm ²	Zahl	Zugbelastung kp	Summe kp	Mittelwert kp
Femur	9,0	2	48 89	137	68,5
	12,0	4	90 90 18 58	256	64
	18,0	2	120 90	210	105
		8		603	75,4
Tibia	4,6	2	10 18	28	14
	6,9	4	85 24 76 72	257	64
	9,2	3	52 48 68	168	56
		9		453	50,3
Humerus	2,3	6	32 10 21 48		
	4,5	1	16 46 48	173 48	29 48
		7		221	31,6
Rad./Uln.	1,4	7	9 10 15 4 8 18 9	73	10,5
	2,1	2	76 8	84	42
	2,8	6	78 4 12 18 7 22	141	23,5
		15		298	19,9

Tabelle 4: Belastungswerte in kp der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate in Abhängigkeit von der Bruchfläche bei Zug parallel zur Knochenachse.

2. Biegung senkrecht zur Knochenachse.

Die beiden Epiphysen wurden in der oben beschriebenen Form eingespannt. Beide Bügel wurden fixiert, so daß der Knochen waagerecht hing. Im Bereich des Bruchspaltes wurde die geeichte Federwaage eingehängt und senkrecht zur Knochenachse zunehmend belastet (Abb.5). Die Belastung konnte direkt an der Federwaage oder an den aufgelegten Gewichten abgelesen werden. (Tabelle 5).

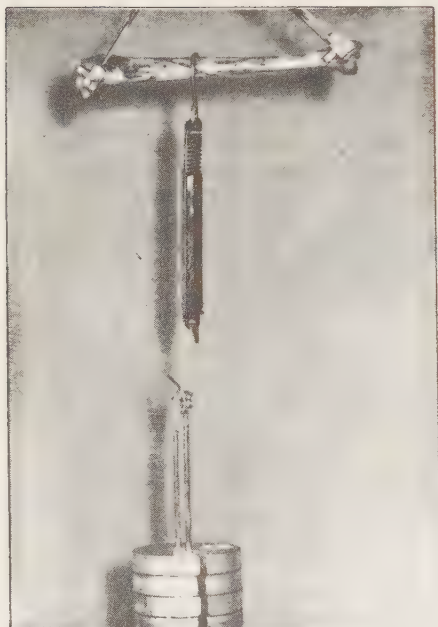
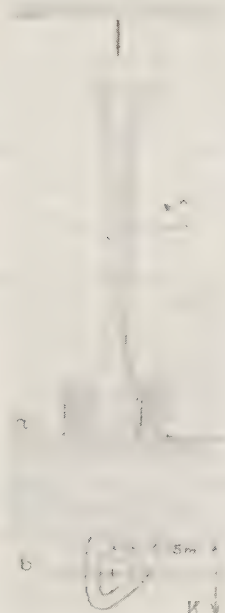


Abb.5:
Versuchsanordnung zur
Biegungsbelastung der
in Abb.3a gezeigten
Tibia nach Klebung mit
Methyl-2-cyanoacrylat.

Tabelle 5:
Belastungswerte in kp
der verschiedenen
menschlichen Knochen-
präparate in Abhängig-
keit von der Bruchflä-
che bei Biegung senk-
recht zur Knochenachse.

Präparat	Fläche cm ²	Zahl	Biegungsbelastung kp	Summe kp	Mittelwert kp
Femur	6,0	4	16 18 18 22	74	18,5
	9,0	4	49 58 38 44	189	47
	12,0	2	68 81	149	74,5
	18,0	2	90 64	154	77
		12		566	47,1
Tibia	6,9	2	36 28	64	32
	9,2	3	50 34 26	110	37
	13,8	4	28 48 22 46	144	36
		9		318	35,3
Humerus	2,3	10	18 26 28 22 12 0 24 19 25 38	212	21,5
		10		212	21,5
Rad/Uln.	1,4	14	18 4 3 12 19 12 14 14 8 8 16 26 16 16	186	13,3
		14		186	13,3

3. Torsion tangential an den Knochen.



Eine Epiphyse wurde im Schraubstock fixiert, die andere in der Knochenachse auf einem Stahlstift drehbar gelagert, um eine Einwirkung von zusätzlichen Biegekräften zu verhindern. Das freie Bruchstück wurde in unmittelbarer Nähe des Bruchspaltes senkrecht zur Knochenachse durchbohrt (Abb.6a). An dem durchgezogenen starken Spanndraht griff in einem bestimmten Abstand von der Knochenachse senkrecht zu dieser und zu dem Spanndraht eine Kraft an, die mittels einer geeichten Federwaage bestimmt werden konnte (Abb.6b).

Abb.6:
Versuchsanordnung zur Torsionsbelastung der mit Methyl-2-cyanoacrylat geklebten Knochenpräparate. $r(m)$ = Abstand der Kraft $K(kp)$ von der Knochenachse.

Das Drehmoment

$$M = K \times r \times \sin \alpha$$

ergibt sich aus der gemessenen Kraft K und dem festgelegten

Abstand von der Knochenachse $r = 0,05 \text{ m}$. Da die Kraft K im rechten Winkel angreift, ist $\sin 90^\circ = 1$ (Tabelle 6).

Präparat	Fläche cm ²	Zahl	Torsionsbelastung kp r = 0,05m	Summe kp	Mittelwert M m kp
Femur	6,0	4	16 12 21 14	63	0,80
	9,0	7	18 19 5 32 10 14 38	136	0,97
	12,0	2	8 11	19	0,47
	18,0	3	6 21 14	41	0,70
		16		259	0,81
Tibia	6,9	2	9 10	19	0,47
	11,5	4	8 16 14 22	60	0,75
	13,8	4	19 13 10 12	54	0,67
		10		133	0,67
Rad/Uln.	1,4	4	5 1 2 5	13	0,16
	2,8	4	12 6 3 6	27	0,34
		8		40	0,25

Tabelle 6: Belastungswerte in kp und mittleres Drehmoment in m kp der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate in Abhängigkeit von der Bruchfläche bei Torsion im Abstand von 0,05 m von der Knochenachse ($M = 0,05 \text{ m} \times K$).

II. Ergebnisse und Beurteilung.

Wir nahmen Messungen an 36 Femur-, 28 + 12 Tibia-, 1 Fibula-, 17 Humerus-, 21 Radius- und 16 Ulnaknochen vor. Dabei strichen wir bewußt die bereits in Tabelle 1 angeführten versuchsweise plangeschliffenen Tibiasägeschnitte aus der Zusammenstellung, da diese die Resultate verfälscht hätten. Ebenso ließen wir die Fibulafraktur unberücksichtigt, da hiervon nicht genügend Ergebnisse vorlagen.

Wie bereits zuvor angedeutet, fiel uns auf, daß bei Einwirkung von äußeren Kräften auf den isolierten Knochen der oberen Extremität vorwiegend Querfrakturen, an der unteren Extremität dagegen mehr Schrägbrüche entstanden.

Dies geht auch aus der mittleren Bruchfläche der einzelnen Knochenpräparate in Tabelle 7 hervor. Durchschnitt-

Präparat	Zahl	Fläche cm ²	Summe cm ²	Mittelwert cm ²
Femur	8	6,0	48,2	
	13	9,0	117,5	
	8	12,0	96,4	
	7	18,1	126,7	
	36		388,8	
Tibia	2	4,6	9,2	
	8	6,9	55,4	
	6	9,2	55,4	
	4	11,5	46,2	
	8	13,8	110,8	
	28		277,0	
Humerus	16	2,3	36,2	
	1	4,5	4,5	
	17		40,7	
Rad/Uln.	25	1,4	35,3	
	2	2,1	4,2	
	10	2,8	28,2	
	37		67,7	

Tabelle 7:
Mittlere Bruchfläche der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate.

lich ist die mittlere Bruchfläche der unteren Extremität doppelt so groß wie bei einem reinen Querbruch, das heißt, der große Radius b der entstandenen Ellipse ist etwa das Zweifache des kleinen Radius a. An der oberen Extremität dagegen entspricht die mittlere Bruchfläche etwa der Querschnittsfläche.

Durch welche Art von Kraft kommt es nun hauptsächlich zu Querbrüchen und durch welche insbesondere zu Schrägbrüchen ? Dazu ist es nötig, näher auf die mikroskopische Struktur des Knochens einzugehen. Bekanntlich ist die Kom-

pakta der langen Röhrenknochen aus Havers'schen Lamellensystemen aufgebaut - ineinander geschachtelten Röhrensystemen, die durch Kittsubstanz verbunden sind. Die Lamellensysteme stellen natürlich mechanisch eine festere Einheit dar als die mit "Abbauschutt" gefüllten Zwischenräume. Ein vorwiegend in der Längsrichtung verlaufender Bruch wird also dann entstehen, wenn die Kraft senkrecht zu den Lamellensystemen angreift, wodurch ihre Verbindung untereinander leichter gelockert wird. Die Richtung einer solchen Scherkraft muß bei dem zylindrischen Aufbau des Knochens also ebenfalls kreisförmig sein. Eine derartige Kraft nennt man definitionsgemäß Torsion. Erst sekundär wird es zum Bruch der Lamellensysteme selbst kommen und



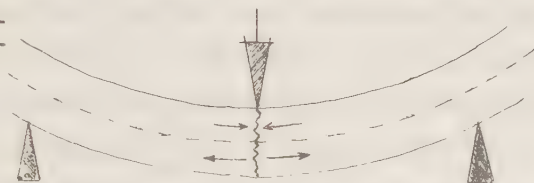
Abb.7:
Havers'sches Lamellensystem mit schräg verlaufender Bruchlinie.

daraus der schräge Verlauf des Bruchspaltes resultieren (Abb.7). Ähnliche Verhältnisse werden wir bei allen Körpern finden, die dieselbe lamelläre Struktur besitzen. Verdrillen wir zum Beispiel einen geraden Ast, so werden wir auch hier einen schrägen Bruch erhalten; brechen wir jedoch diesen Ast über eine Kante, so entsteht ein Querbruch. Entsprechend verhält sich der Knochen. Biegunskräfte werden als Zug und

Druck am Knochen wirksam (Abb.8). Und zwar herrscht an den oberen Fasern Kompression, an den unteren Dehnung.

Abb.8:

Gebogener Stab
mit Kraftverteilung und neutraler Faser.



Dazwischen liegt eine neutrale Zone, in der keine Kräfte angreifen. Dies kann man mit einer spannungsoptischen Anlage zeigen. In einen Strahlengang zwischen gekreuztem Polarisator und Analysator wird ein Stab aus Glas oder durchsichtigem Kunststoff gebracht und mehr oder weniger stark verbogen. Dabei treten innere Spannungen in dem Stab auf, und es erfolgt eine Aufhellung des Gesichtsfeldes, die proportional den herrschenden Spannungen ist. Die Mittelzone bleibt aber immer dunkel, das heißt spannungsfrei ("Neutrale Faser"). Der Knochen wird also dort brechen, wo die größte Spannung und die größte Kompression herrschen. Dies wird immer in einer Ebene erfolgen und zu einem Querbruch führen.

Wir können folglich aus dem Gesagten schließen, dass die Knochen der oberen Extremität geringere Stabilität gegenüber Biegunskräften beziehungsweise Zug und Druck besitzen, die der unteren Extremität mit den überwiegenden Schrägbrüchen aber geringere Festigkeit gegenüber Torsion aufweisen. Wie wir wissen, ist die Form und Struktur der

Knochen völlig ihrer Funktion angepaßt, wobei das Prinzip verwirklicht ist, mit dem aufgewendeten Material ein Maximum an Festigkeit zu erreichen. Da eine Belastung von allen Seiten erfolgen kann, ergibt sich die allseits geschlossene Compacta, eine Röhre, die die Trajektorien - die Richtlinien stärkster Kraftübertragung - entlastet und überflüssig macht. Wie weit der Bau der Knochen den Anforderungen der theoretischen Mechanik an möglichste Festigkeit bei möglichst geringer Masse entspricht, sei am Beispiel der Tibia erläutert. Beim Stehen auf einem Bein entsteht bei gestrecktem Knie vorwiegend eine Biegebungsbelastung nach dorsal, während umgekehrt bei gebeugtem Knie eine ventrale Biegebungsbelastung auftritt. Beim Stehen auf beiden Beinen erfolgt eine Belastung nach lateral. Das Resultat ist die dreieckige, rechtwinklige Gestalt des Tibiaquerschnittes mit seiner hohen Biegebungsfestigkeit.

Die untere Extremität ist also folgerichtig hauptsächlich für Zug- und Druckbelastung gebaut - eine Annahme, die täglich durch die üblichen Bewegungsabläufe bewiesen wird. Die obere Extremität dagegen besitzt eine große Festigkeit für die natürlicherweise häufig auftretende Torsion. Auffällig war auch die eigenartige Übereinstimmung des Verhältnisses von Corticalisdicke zum Radius an der oberen beziehungsweise unteren Extremität (Tabelle 2). Während dieses Verhältnis an der unteren Extremität 1 : 2 betrug, war es an der oberen Extremität etwa 1 : 3. Gehen wir von der Feststellung aus, daß die untere Extremität

vorwiegend auf Druck und Zug belastet wird, so ist es gleichgültig, wie das Profil gestaltet und damit die Masse verteilt ist, da bei reinen Zug- beziehungsweise Druckkräften parallel zur Knochenachse die Festigkeit eines Stabes und eines Hohlzylinders mit derselben Fläche gleich ist. Anders wird es bei Biegebeanspruchung. Hier haben wir gesehen, daß in der Mitte eine neutrale Zone besteht, die für die Festigkeit bedeutungslos ist. Nur die äußeren Schichten bedingen die Widerstandsfähigkeit. Das Corticalis-Radius-Verhältnis 1 : 2 genügt somit am besten den geforderten Eigenschaften. Von ausschlaggebender Bedeutung ist jedoch dieses Verhältnis bei Torsionsbeanspruchung. Hier nimmt das Drehmoment M, das erforderlich ist, einen Stab vom Radius r und der Länge l um den Winkel a zu tordieren, mit der vierten Potenz des Radius zu.

$$M = \frac{r^4 \pi}{2} \times \varnothing \times \frac{a}{l}$$

$\varnothing$ wird als Torsionsmodul bezeichnet.

Es ist also entscheidend, die zur Verfügung stehende Knochensubstanz so weit wie möglich von der Achse entfernt anzulegen, um eine möglichst hohe Stabilität zu erreichen. Andererseits wäre es sinnlos, eine dünne Corticalisschicht mit großem Radius anzulegen, die bei geringstem Druck bricht. Das beste Verhältnis liegt bei 1 : 3 . Die beanspruchten Profile müssen also für die obere und untere Extremität verschieden sein. Dies ist nun tatsächlich der Fall. Die funktionelle Struktur hat sich also den Anforderungen völlig angepaßt.

Wie zu erwarten, war die absolute Festigkeit, das heißt die mittlere Belastbarkeit nach der Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat der Knochen der unteren Extremität größer als die der oberen Extremität. Die größere Bruch- und damit Klebefläche mußte auch eine größere Stabilität aufweisen. Die Festigkeit nimmt anscheinend vom Oberschenkel zum Vorderarm gleichmässig ab. In Tabelle 8 finden wir die Ergebnisse zusammengefaßt.

Präparat	Zahl	Fläche cm ²	Mittlere Belastbarkeit (kp) auf			
			Zug	Biegung	Torsion r=0,05 m	
Femur	36	10,8	75,4	47,1	16,2	(0,81)
Tibia	28	9,9	50,3	35,3	13,3	(0,67)
Humerus	17	2,4	31,6	21,2	∅	∅
Rad./Uln.	37	1,8	19,9	13,3	5,0	(0,25)

Tabelle 8: Mittlere Belastungsfähigkeit der einzelnen menschlichen Knochenpräparate auf Zug, Biegung und Torsion nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat. (In Klammern mittleres Drehmoment)..

Daraus geht hervor, daß zwischen der Belastbarkeit auf Zug und der Biegungsfestigkeit ein bestimmtes Verhältnis besteht. Dieses beträgt etwa 3 : 2. Eigentlich müßte man aus dem zuvor Gesagten vermuten, daß die Belastbarkeit auf Zug und Biegung, die ja aus Zug- und Druckkräften zusammengesetzt ist, gleich ist. Wir müssen jedoch deutlich zwischen den Bedingungen an der homologen Knochensubstanz und denen an einer geklebten Fraktur unterscheiden. Hier treten neben den im Knochen bestehenden Kräfteverhältnissen Kräfte innerhalb der molekularen Klebstoffstruktur und an der Knochen-Klebstoffgrenze in den Vordergrund.

Anders als bei dem organisch gewachsenen Knochen kommt es in der Versuchsanordnung in Abbildung 5 außerdem zu Schubkräften zwischen der Knochen-Klebstoffgrenze. Wir erwarten daher eine Belastbarkeit, die zwischen diesen beiden Kräften liegt. Die Zugkraft $K \uparrow$ ist dem Elastizitätsmodul E und andererseits die Schubkraft $\vec{K}$ dem Schubmodul $\varnothing$ innerhalb gewisser Grenzen proportional.

$$\frac{K \uparrow}{F} = E \times \frac{\Delta l \uparrow}{l \uparrow} \qquad \frac{\vec{K}}{F} = \varnothing \times \frac{\Delta \vec{l}}{l \uparrow}$$

Für den Schubmodul $\varnothing$ gilt:

$$\varnothing = \frac{E}{2(1 + \mu)}$$

Der Koeffizient der Querkontraktion μ liegt - wie genaue Untersuchungen zeigten - zwischen 0 und 1/2.

Es gilt also:

$$E/3 = \varnothing = E/2$$

Folglich muß die Festigkeit auf Biegung zwischen 1/3 und 1 der Zugfestigkeit liegen. Das gefundene Verhältnis 2/3 besagt, daß beide Kräfte etwa zu gleichen Teilen wirksam werden.

Auch Torsions- und Zugbelastbarkeit zeigen ein gewisses Verhältnis zueinander. Doch ist dieses Verhältnis 1 : 4 nur eine fiktive Größe, da ein weitergehender Vergleich zwischen einer Kraft und einem Drehmoment unmöglich ist.

Eliminiert man nun den Parameter "Fläche", so müßte die relative Belastungsfähigkeit zumindest für jede Belastungs-

qualität gleich sein. Einzig die Adhäsionskraft des Klebstoffes - unabhängig von der geklebten Fläche - dürfte unter denselben Versuchsbedingungen entscheidend sein. Sicherlich spielt die Art des geklebten Stoffes eine große Rolle. Für die Corticalis aller langen Röhrenknochen kann man jedoch eine annähernd gleiche Struktur annehmen. Betrachtet man die gefundenen Werte für die Belastungsfähigkeit pro Flächeneinheit auf Zug (Tabelle 9), Biegung

Präparat	Zahl	Fläche cm ²	Summe kp	Summe/Fläche kp/cm ²	Mittelwert/f kp/cm ²
Femur	2	9,0	137	15,2	
	4	12,0	256	21,3	
	2	18,0	210	11,7	
	8		603	48,2	
Tibia	2	4,6	28	6,1	
	4	6,9	257	37,2	
	3	9,2	168	18,3	
	9		453	61,6	
Humerus	6	2,3	173	75,2	
	1	4,5	48	10,7	
	7		221	85,9	
Rad/Uln	7	1,4	73	52,1	
	2	2,1	84	40,0	
	6	2,8	141	50,4	
	15		298	142,5	

Tabelle 9: Mittlere Zugbelastungsfähigkeit der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate pro Flächeneinheit (kp/cm²) nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat.

(Tabelle 10) und Torsion (Tabelle 11), so zeigt sich, daß die Festigkeit bezogen auf die Fläche der geklebten Fraktur keineswegs gleich, sondern paradoxerweise an der obo-

Präparat	Zahl	Fläche cm ²	Summe kp	Summe/Fläche kp/cm ²	Mittelwert/f kp/cm ²
Femur	4	6,0	74	12,3	
	4	9,0	189	21,0	
	2	12,0	149	12,4	
	2	18,0	154	8,6	
	12		566	54,3	4,52
Tibia	2	6,9	64	9,3	
	3	9,2	110	11,9	
	4	13,8	144	10,4	
	9		318	31,6	3,51
Humerus	10	2,3	212	92,2	
	10		212	92,2	9,22
Rad/Uln.	14	1,4	186	132,9	
	14		186	132,9	9,49

Tabelle 10: Mittlere Biegebelastrungsfähigkeit der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate pro Flächeneinheit (kp/cm²) nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat.

ren Extremität etwa doppelt so groß wie an der unteren ist. Da am isolierten Knochen zusätzliche stabilisierende Mechanismen wie umgebendes Weichteilgewebe und Muskeltonus entfallen, muß der Grund am Frakturtyp selbst liegen. Wir wissen, daß die Zugfestigkeit K dem Elastizitätsmodul E und der Fläche f proportional ist.

$$K = \frac{A \cdot l}{l} \times E \times f$$

Da der Elastizitätsmodul jedoch für den Knochen und den Klebstoff unverändert bleibt, muß die tatsächliche Klebefläche der Knochen der oberen Extremität größer sein als die der unteren Extremität. Dies erscheint im ersten

Augenblick unverstündlich, da wir ja bereits die Festigkeit auf die Flächeneinheit bezogen haben. Wir haben aber eingangs darauf hingewiesen, wie schwierig es ist, die Bruchfläche genau zu messen. Wir mußten uns leider darauf beschränken, ziemlich grob die äußeren Abmessungen des Bruches zu bestimmen. Die Unregelmäßigkeiten der Bruchfläche konnten wir jedoch nicht erfassen. Nun zeigt sich, wie unzulänglich diese Methode ist.

Beachten wir die an den Knochen der beiden Extremitäten entstandenen Bruchformen und berücksichtigen wir die dabei wirksam gewordenen Kräfte, so finden wir, daß die an der unteren Extremität aufgetretenen langen Schrägbrüche vorwiegend durch eine Abscherung der Lamellensysteme untereinander zustande kamen. Daraus resultieren ziemlich plane, zahnlose Brüche, deren tatsächliche klebefähige Bruchfläche der rechnerisch ermittelten Fläche annähernd entsprachen. Bei Ober- und Unterarm dagegen kam es aufgrund der herrschenden Zug- und Druckverhältnisse primär zum Bruch der Lamellensysteme und damit zu nahezu reinen Querbrüchen. Jeder weiß, welche Unzahl von Unregelmäßigkeiten ein solcher Bruch aufweist. Es ist unmöglich, diese genau zu erfassen, und doch wären sie entscheidend für unsere Berechnungen, da sie die tatsächliche Bruchfläche enorm beeinflussen. Ein kleines Rechenbeispiel soll uns dies verdeutlichen. Haben wir anstelle einer planen Fläche von der Kantenlänge a ($f = a^2$) eine pyramidenförmige Zacke, deren Seitenlänge gleich a ist ($f = 2a^2$), so verdoppelt sich die tatsächliche klebefähige Oberfläche. Wir

können uns also vorstellen, daß durch die Gesamtheit der Bruchzacken eine wesentliche Vergrößerung der Bruchfläche erfolgt. Neben der Vergrößerung der Bruchfläche wird allerdings auch eine höhere Reibungshaftung vor allem bei Torsion wirksam.

Von welcher entscheidenden Bedeutung diese beiden bruchspezifischen Faktoren sind, zeigt der Vergleich mit den in Tabelle 1 angeführten Sägeschnitten. Hier fehlen die korrespondierenden Knochenzacken, die eine genaue Reposition und einen innigen Kontakt gewährleisten. Statt dessen bestehen nur leichtere, durch das Sägeblatt hervorgerufene Unregelmäßigkeiten, die bei den plangeschliffenen Sägeflächen sogar fehlen. Entsprechend finden wir nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat eine relative Belastbarkeit auf Zug von 1,8 kp pro cm^2 für Sägeschnitte, die für plangeschliffene Schnitte sogar nur 1,3 kp pro cm^2 beträgt.

Hier können wir sagen, daß allein die molekulare Adhäsionskraft des Klebstoffes wirksam ist. Der Vergleichswert für natürliche Brüche beträgt dagegen 6,8 kp/ cm^2 , also etwa das 4-5-fache davon. Dieser Unterschied ist jedoch nicht allein darauf zurückzuführen, daß die durch die Unregelmäßigkeiten gewonnene Klebefläche diesen enormen Festigkeitszuwachs bedingt, sondern hier spielen auch Polymerisationsvorgänge im Klebstoff eine Rolle. Wir wissen, daß der Methyl-2-cyanoacrylat-Klebstoff umso schneller polymerisiert und eine umso festere Bindung eingeht, je dünner der Klebstoffilm ist. Bei übermäßigen Mengen bleiben noch Monomere frei, die eine Verminderung der Sta-

bilität ergeben.

Sicherlich stellen aber die Bruchzacken der natürlichen, und dabei insbesondere der Querbrüche einen bedeutenden stabilisierenden Faktor dar, der eine Vergrößerung der tatsächlichen Klebefläche und eine Zunahme der Klebestabilität um das 2 - 3-fache, beziehungsweise um das 4-fache für Querbrüche erklärlich macht.

Präparat	Zahl	Fläche cm ²	Summe kp	Summe/ $\frac{1}{2}$ kp/cm ²	Mittelwert $\frac{M}{f}$ m kp/cm ²
Femur	4	6,0	63	10,5	
	7	9,0	136	15,1	
	2	12,0	19	1,6	
	3	18,0	41	2,3	
	16		259	29,5	0,092
Tibia	2	6,9	19	2,8	
	4	11,5	60	5,2	
	4	13,8	54	3,9	
	10		133	11,9	0,059
Rad/Uln.	4	1,4	13	9,3	
	4	2,8	27	9,6	
	8		40	18,9	0,118

Tabelle 11: Mittlere Drehmomentsbelastungsfähigkeit der verschiedenen menschlichen Knochenpräparate pro Flächeneinheit (m kp/cm²) nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat.

Nun müßte man für Radius und Ulna bei Belastung auf Torsion eine wesentlich höhere Festigkeit erwarten, da ja gerade bei dieser Belastungsqualität die Bruchzacken ein erhebliches Widerstandsmoment darstellen. Tatsächlich beträgt jedoch das zur Refraktur führende Drehmoment nur 0,118 m kp/cm², während der entsprechende Wert an der unteren Extremität mit 0,092 m kp/cm² und 0,059 m kp/cm² nur

wenig niedriger liegt.

Zuvor haben wir gesehen, daß das Verhältnis Corticalis-
dicke zu Radius an der oberen Extremität günstiger ist
als an der unteren Extremität. Doch dürfen wir dabei nicht
vergessen, daß der Radius r von Femur und Tibia dennoch
größer ist als der von Ulna und Radius und daß die Festig-
keit mit der vierten Potenz des Radius zunimmt. Die Stabi-
lität auf Torsion müßte daher an Femur und Tibia bedeutend
höher sein als am Vorderarm. Dies ist nun - wie wir bereits
nach unseren vorigen Überlegungen vermutet haben - nicht
der Fall. Beziehen wir zum Beispiel die zum Bruch des ge-
klebten Knochens nötige Kraft auf die Circumferenz des je-
weiligen Knochens, so finden wir am Unterarm mit $13,1 \text{ kp/cm}^2$
die 3-fache Stabilität gegenüber der Belastungsfähig-

$$K_{\text{tangential}} = \frac{0,05 \text{ m} \times K_0}{\text{Radius des Knochens}}$$

keit an der unteren Extremität mit $5,75 \text{ kp/cm}^2$ und $4,21 \text{ kp/cm}^2$.

III. Natürliche Festigkeit menschlicher Knochen.

Nach Berücksichtigung gewisser bruchspezifischer und be-
lastungsmechanischer Faktoren stimmen also unsere Erwar-
tungen mit den tatsächlich gefundenen Werten überein.
Allerdings erreichen unsere Werte nach Klebung experimen-
teller Frakturen mit Methyl-2-cyanoacrylat in keiner Wei-
se die natürliche Stabilität des menschlichen Knochens.
So fand HÜLSEN (68) an der Compacta einer menschlichen

Tibia eine Zugfestigkeit von 1056 kp/cm^2 und eine Druckfestigkeit senkrecht zum Lamellensystem von 1549 kp/cm^2 . An einem Compactastäbchen mit der quadratischen Grundfläche von 4 mm^2 ergab sich eine Scherfestigkeit von $11,85 \text{ kp/mm}^2$. Jedoch ist es bei der unregelmäßigen und außerordentlich mannigfaltigen Form der Knochen nur unter gewissen vereinfachenden Annahmen möglich, bis zu einem bestimmten Grade aus den Eigenschaften der Knochensubstanz auf den ganzen Knochen zu schließen. Entsprechend seiner Funktion als Stütz- und Halteapparat weist der Knochen eine große Sicherheit bei statischer Beanspruchung auf, während seine dynamische Belastbarkeit gegenüber den häufig von außen kommenden Kräften gering ist. Dies wird aber durch das umgebende Weichteilgewebe zum Teil kompensiert. Im Gegensatz zum Bindegewebe, dessen Dehnbarkeit den Reißkräften sehr nahe kommt und dessen Elastizitätsmodul etwa 80 kp/mm^2 ist, liegt die Elastizitätsgrenze beim Knochen ($E_{\text{Knochen}} = 2000 \text{ kp/mm}^2$) bereits zwischen $1/4$ und $1/2$ des zum Bruch führenden Gewichtes.

Eine ausreichende Belastungsstabilität war also aufgrund unserer experimentell gefundenen Durchschnittswerte nicht zu erwarten, selbst wenn man zusätzliche stabilisierende Faktoren wie das umgebende Weichteilgewebe in Erwägung zog. Es war lediglich eine anatomisch korrekte Fixation zu erreichen. Trotzdem ermutigten uns vereinzelte hervorragende Ergebnisse zu entsprechenden Versuchen an Hunden, da der menschliche Knochen dem des Wolfes weitgehend entspricht.

D. TIERVERSUCHE

Anfängliche Versuche an Ratten, künstliche Frakturen der langen Schaftknochen zu kleben, waren daran gescheitert, daß bei den relativ kompakten, spröden Rattenknochen eine Vielzahl von Bruchstücken entstand, die es unmöglich machte, die ursprüngliche Form des Knochens wieder herzustellen, zumal die zu klebende Bruchfläche außerordentlich klein war. Entsprechende Versuche an Kaninchen hatten gezeigt, daß die schmale Compacta erstens sehr leicht splitterte und zweitens zu dünn war, um genügend Klebstoff aufzutragen - ohne daß er seitwärts herunterlief - und die Bruchenden so exakt reponieren zu können, daß der unbedingt erforderliche innige Kontakt der Bruchflächen entstand.

I. Operationstechnik

Schließlich ermöglichten es verschiedene Vorversuche, ähnliche, annähernd natürliche Drehbrüche an Hundeläufen zu erhalten. Dazu wählten wir 16, vorwiegend kurzhaarige Hunde mit einem Durchschnittsgewicht von 23,5 kg. Nachdem das Operationsfeld sorgfältig gereinigt und die entsprechende Extremität steril abgedeckt war, wurde in Trapanalnarkose am Vorderlauf der Radius beziehungsweise am Hinterlauf die Tibia freigelegt. Das Periost wurde in breiter Basis abgeschoben und die Blutung durch Elektrokoagulation gestillt. Unter größtmöglicher Schonung des Periosts wurde der Kno-

chen in Schaftmitte mit einer Schraubzwinde gequetscht, bis sich feine Längsrisse in der Corticalis zeigten. Dadurch ahmten wir die bei Torsion in der Knochenstruktur auftretenden Veränderungen nach. Anschließend wurde der vorgeschädigte Knochenabschnitt zwischen zwei angelegten Rohrzangen torquiert. Mit Hilfe dieser Methode entstanden bei weitgehender Schonung des Weichteilgewebes und Periosts Frakturen, wie sie nur in ungünstigsten Fällen bei Gewalteinwirkung von außen auftreten. Überwiegend handelte es sich um lange, mehrspaltige Brüche mit einem Hauptbruchspalt von 5 bis 6 cm Länge. Der Durchmesser der Knochen betrug etwa 2 bis 3 cm. Gelegentlich splitterten auch kleinere Bruchstücke ab.

Nach Stillung der Blutung aus der Markhöhle durch Elektrokoagulation oder Tamponade wurden die beiden Bruchenden versuchsweise exakt reponiert und eventuelle Fragmente genauestens eingepaßt.

Zur Klebung wandten wir am Vorder- und Hinterlauf verschiedene Verfahren an. Da die Knochen am Vorderlauf relativ gut zugänglich waren, konnten wir 2 Knochenfaßzangen so anlegen, daß beim Schließen die beiden Bruchenden genau adaptiert wurden. Mit einer dünnen Kanüle wurden aus dem Plastikfläschchen wenige Tropfen des Klebstoffes auf die Bruchfläche gebracht und durch Schluß der Faßzangen die Frakturrenden fest aufeinander gepreßt. Während der Bruch für 5 bis 10 Minuten so fixiert blieb, war es möglich, die übrigen ausgesprengten Bruchstücke genau einzusetzen, so daß schließlich die anatomisch einwandfreie Rekonstruktion

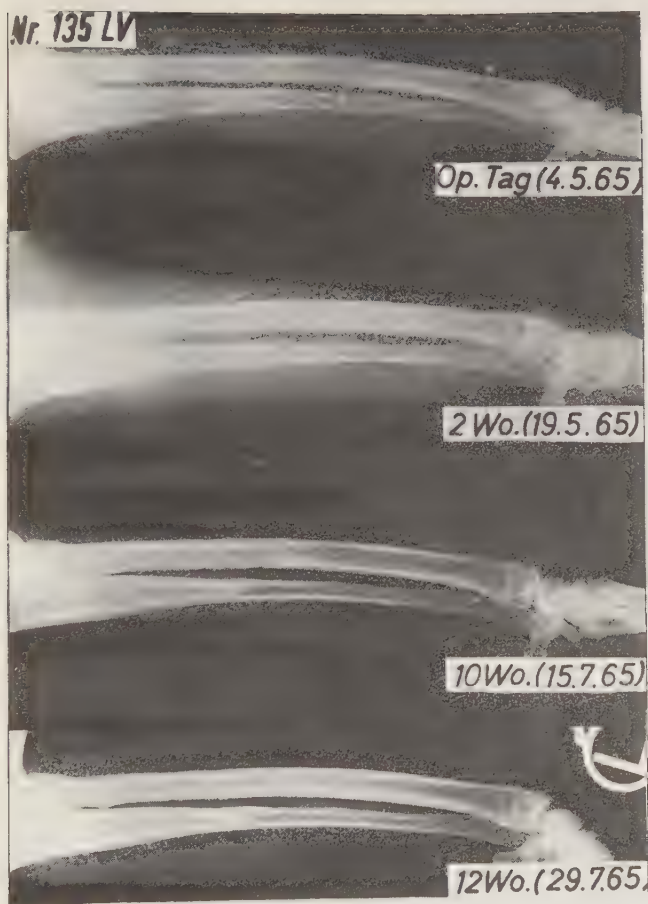


Abb.9

des Knochens erfolgte (Abb.9). An der Tibia dagegen stand einem derartigen Anlegen von 2 Faßzangen die Fibula im Wege. Wir mußten daher nach dem probeweisen Anpassen der beiden Bruchflächen je nach der Art des Bruches 1 bis 2 Drahtschlingen - meist Cerclagen - so anlegen, daß sie beim Zusammenziehen die beiden Bruchenden korrekt zusammenhielten. Die Applikation des Klebstoffes und das Ein-

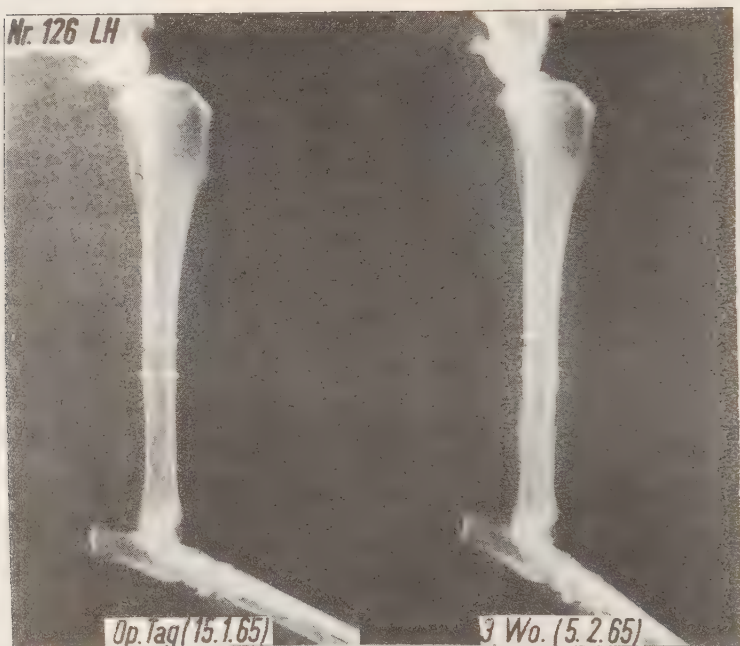


Abb.10: Formgerechte Klebung und stabile Fixation bis zur beginnenden Callusbildung einer experimentellen Tibiafraktur am Hund mit Methyl-2-cyanoacrylat. Zusätzliche Sicherung durch 2 Drahtschlingen.

passen der übrigen Fragmente erfolgte in beiden Fällen gleich (Abb.10).

Da die Drahtschlingen nicht ohne größere Manipulationen am Knochen entfernt werden konnten, schnitten wir sie lediglich kurz ab, so daß sie sich gerade noch verhakten. Dadurch war gewährleistet, daß sie sich bei Instabilität der Fraktur lösten (Abb.11), und daß dem Knochen ein geringer zusätzlicher stabilisierender Faktor gegeben wurde, wie ihn am Vorderlauf die intakte Ulna darstellt. Eine völlige Fixation durch die Cerclage war nicht beabsichtigt,

obwohl dies an langen Schrägbrüchen mit starkem Draht sicher möglich gewesen wäre. Lediglich in einem Fall (Nr.17) mußten wir am Vorderlauf eine Cerclage anlegen, da hier nicht gelungen war, den sofortigen innigen Kontakt der beiden Bruchflächen herzustellen. Der Klebstoff war bereits polymerisiert, bevor die beiden Bruchenden genau



Op.Tag (19.1.65.) 2 1/2 Wo. (5.2.65)

Abb.11: Infektion und sekundäre Instabilität mit Verschiebung der Bruchenden bei einer mit Methyl-2-cyanoacrylat geklebten und mit einer Cerclage gesicherten experimentellen Tibiafraktur am Hund.

aufeinander gepaßt werden konnten. Wir mußten den polymerisierten, milchigen Klebstoffilm so weit wie möglich entfernen und die beiden Enden erneut kleben. Ein befriedigendes Ergebnis ließ sich jedoch nicht mehr erreichen.

Das abgeschobene Periost vernähten wir anfänglich über der Frakturstelle; später wurde es lediglich punktförmig auf den Knochen aufgeklebt. Da Seidenknopfnähte von den Hunden im allgemeinen nach wenigen Tagen herausgebissen werden, verschlossen wir die Hautwunde später mit einer fortlaufenden Drahtnaht.

Eine weitere Fixation mit Gips- oder Schienenverbänden erübrigte sich, da erstens nach unseren Erfahrungen der Klebstoff spätestens nach einer halben Stunde - also noch während der Operation - seine volle Festigkeit erreicht, zweitens durch diese Immobilisation unabhängig von der Klebung oder sonstigen Eingriffen auf jeden Fall eine Heilung der Fraktur erfolgen würde. Es würde dadurch also lediglich eine Instabilität maskiert.

Von entscheidender Bedeutung war es, daß es uns nach einiger Übung gelang, die Operationsdauer von 1 bis 1 1/2 Stunden auf 20 bis 30 Minuten zu verkürzen. Damit fiel auch die Infektionsrate steil ab. Selbstverständlich stellte die Implantation eines Metallkörpers und die Verunreinigung des Operationsgebietes durch das Hundefell eine bedeutende Infektionsgefahr dar. Doch konnten wir in den späteren Operationen bei zunehmender Sicherheit der Klebung diese Gefährdung möglichst gering halten.

Im Anschluß an die Operation wurde die betreffende Extremi-

tät sofort geröntgt, um Stellung und Festigkeit der Fraktur zu beurteilen. Zur weiteren Beobachtung des Heilungsverlaufes wurden in verschiedenen Zeitabständen Kontrollaufnahmen gemacht. Gleichzeitig wurde festgehalten, wie lange die Tiere die Extremität schonten und von welchem Zeitpunkt an sie sie wieder voll belasten konnten. Nach durchschnittlich 12,4 Wochen wurden die Hunde getötet. Die betreffende Extremität wurde abschließend geröntgt, der geklebte Knochen freipräpariert und auf Festigkeit geprüft. Heilungsphasen in verschiedenen Abständen nach der Operation wurden histologisch untersucht.

II. Befunde der klinischen und röntgenologischen Kontrollen

Trotz entmutigender bisheriger Literaturberichte, bei denen jedoch der Klebstoff vorwiegend zur Plombierung der Knochenschäfte verwandt wurde, klebten wir in der beschriebenen Methode insgesamt 21 experimentelle Knochenfrakturen an Hunden mit Methyl-2-cyanoacrylat. Davon entfielen 12 Versuche auf den Radius und 9 auf die Tibia (Tabelle 12). Da die in den Vorversuchen am isolierten Knochen nach Klebung gefundene Festigkeit uns nicht ausreichend erschien, eine vollkommene Belastungs- und Bewegungsstabilität zu erreichen, nützten wir am Vorderlauf die zusätzliche stabilisierende Wirkung der Ulna aus. An der Tibia erfüllten diese Aufgabe die regelmäßig angelegten beschriebenen Cerclagen. Nur in einem Fall erfolgte auch am Vorderlauf - wie bereits erwähnt - wegen eines nicht geglückten Klebever-

Nr.	Datum	Knochen	C	Wund- heilung	Verlauf	stabil	Beurteilung
1.	13.10.64	131 RV	Ø	p.p.	28 Wo	+	starker Callus
2.	20.10.64	130 LV	Ø	Infektion	13 Wo	+	Abszeß
3.	6.11.64	129 LV	Ø	Infektion	6 Wo	-	Abszeß
4.	24.11.64	131 LV	Ø	p.p.	22 Wo	+	Sequester
5.	14.12.64	128 LH	+	p.p.	16 Wo	+	Achsabknickung
6.	14. 1.65	131 LH	+	p.p.	14 Wo	+	Achsabknickung
7.	14. 1.65	130 LH	+	Infektion	1 Wo	-	Verschiebung
8.	15. 1.65	127 LH	+	p.p.	10 Wo	+	o.B.
9.	15. 1.65	126 LH	+	p.p.	15 Wo	+	o.B.
10.	15. 1.65	125 LH	+	Infektion	12 Wo	-	Sequester
11.	19. 1.65	124 RH	+	Infektion	11 Wo	-	Vereiterung
12.	19. 1.65	123 LH	+	p.p.	10 Wo	+	Achsabknickung
13.	4. 5.65	134 RH	+	p.p.	14 Wo	+	o.B.
14.	4. 5.65	135 LV	Ø	p.p.	12 Wo	+	o.B.
15.	11. 5.65	136 LV	Ø	p.p.	13 Wo	+	o.B.
16.	11. 5.65	137 LV	Ø	p.p.	11 Wo	+	starker Callus
17.	17. 5.65	138 LV	+	p.p.	1/2Wo	?	?
18.	20. 5.65	139 LV	Ø	p.p.	10 Wo	+	o.B.
19.	20. 5.65	140 LV	Ø	p.p.	5 Wo	+	o.B.
20.	26. 5.65	137 RV	Ø	p.p.	9 Wo	+	starker Callus
21.	31. 5.65	135 RV	Ø	p.p.	8 Wo	+	o.B.

Tabelle 12: Ergebnisse der Klebungen experimenteller Frakturen an Hunden mit Methyl-2-cyanoacrylat. Die Eingriffe erfolgten am Radius (V = Vorderlauf) oder an der Tibia (H = Hinterlauf). C = zusätzliche innere Fixation; eine zusätzliche äußere Fixation erfolgte nicht.

suches die Fixation mit Draht.

Sämtliche Hunde belasteten noch während der ersten postoperativen Woche die geklebte Extremität in vollem Umfang, ausgenommen die Fälle, in denen es zu einer sekundären Instabilität kam. Dies war bei 4 Hunden der Fall (19 % aller Klebungen). Regelmäßig bestand bei den genannten Fällen (Nr.3, Nr.7, Nr.10, Nr.11) eine postoperative Infektion (siehe Abb.11). Noch in einem weiteren Fall beobachteten wir eine Infektion (Nr.2), jedoch blieb hier die Frakturklebung stabil, und es erfolgte eine knöchern feste Ausheilung des Bruches.

Auffällig war, daß alle Komplikationen wie Infektion oder eine geringe Achsabknickung als Zeichen einer geringgradigen, vorübergehenden Lockerung der Fraktur, die wir in 3 Fällen aufgrund der Röntgenkontrollen feststellen konnten (Nr.5, Nr.6, Nr.12), während der ersten Hälfte unserer Versuchsreihe (Nr.1 bis Nr.12) auftraten. Die Frakturen der zweiten Versuchshälfte (Nr.13 bis Nr.21) verheilten dagegen durchwegs komplikationslos. Die Ursache dafür dürfte darin zu suchen sein, daß mit Einarbeitung in die Operationsmethode die Operationsdauer entscheidend verkürzt und die Infektionsgefährdung dadurch stark herabgesetzt werden konnte. Ferner verwandten wir in der zweiten Hälfte ausschließlich frischen Leim - eine Forderung, die schon HEALEY (69) und andere Autoren (41,47) stellten. In ihren Untersuchungen stellten sie fest, daß die Klebefähigkeit des Methyl-2-cyanoacrylatleimes offensichtlich

etwa 2 Wochen, nachdem der Plastikbehälter geöffnet und der Klebstoff der Raumtemperatur ausgesetzt ist, nachläßt, obwohl der Hersteller eine Haltbarkeit von 3 Monaten nach Öffnen der Flasche angibt. Drittens erscheint es von Bedeutung, daß in der ersten Versuchshälfte fast sämtliche Cerclagen enthalten sind. Stellen wir die Fälle, in denen eine zusätzliche Drahtfixation erfolgte, denen gegenüber, die ohne Drahtfixation geklebt wurden, so finden wir in den ersten 9 Fällen bei 33 % eine schwere Infektion mit nachfolgender sekundärer Instabilität (Nr.7, Nr.10, Nr.11) (Tabelle 13).

	mit Draht	ohne Draht
Anzahl	9	11
Infektionen	3(33%)	2(18%)
Instabilität	3(33%)	1(9%)

Tabelle 13:
Einfluß von Metall-
fremdkörpern auf
die Knochenbruch-
heilung.

Dagegen beobachteten wir bei den 11 Fällen ohne zusätzliche Drahtfixation lediglich bei 18 % eine Infektion (Nr.2, Nr.3) und davon nur in einem Fall (9 %) eine Instabilität der Fraktur. Die Implantation eines Fremdkörpers stellt also ein zusätzliches Infektionsrisiko dar (siehe Abb.11). In den übrigen Fällen jedoch, in denen keine Heilungsstörung durch Infektion auftrat, erfolgte auch bei zusätzlicher Drahtfixation eine knöchern feste komplikationslose Heilung im gleichen Zeitraum (Abb.12).

Ein Hund starb am vierten postoperativen Tag an einer Aspirationspneumonie als Narkosefolge (Nr.17). Eine Heilungs-

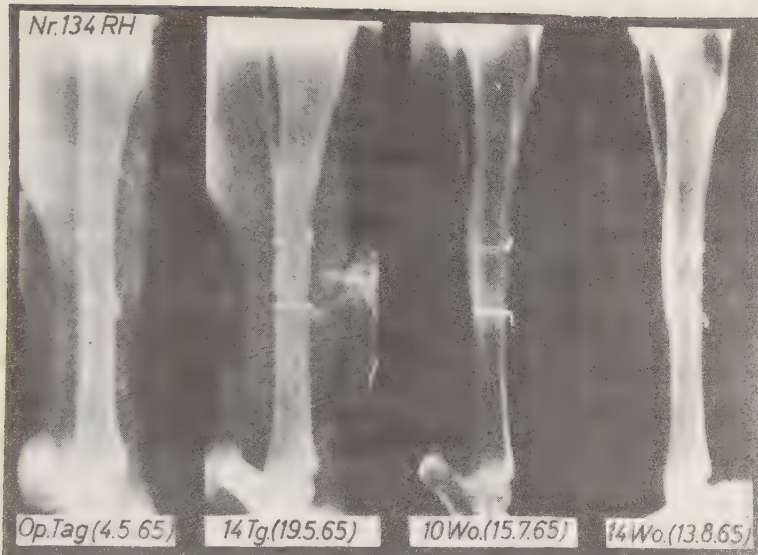


Abb.12: Formgerechte Fixation und knöchern feste, komplikationslose Heilung einer experimentellen Tibiafraktur am Hund nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat. Zusätzliche Fixation mit 2 Drahtcerclagen. Geringe periostale Calluswulstung nach 10 bzw. 14 Wochen.

komplikation konnte bei der Sektion nicht festgestellt werden. Die Fraktur brach aber bei dem Versuch, die Cerclage zu lösen. Da eine Frakturheilung nach dieser Zeitspanne noch nicht zu erwarten war, blieb dieser Fall bei der Beurteilung unberücksichtigt.

Ein weiterer Hund (Nr.7) starb nach einer Woche an einer Sepsis. An der Frakturstelle bestand eine massive Eiterung; der Knochen war abgerutscht und die Fraktur völlig instabil.

Bei wiederholten Röntgenkontrollen konnten wir in keinem

Fall nach anfänglicher komplikationsloser Heilung eine sekundäre Instabilität beobachten - wie sie LIGHTERMAN (8) in seinen Untersuchungen beschreibt. Bestehend war dagegen immer wieder die anatomisch korrekte Stellung der Bruchstücke zueinander. Selbst auf den Röntgenaufnahmen am Operationstag war in den meisten Fällen der Bruchspalt nur schwer zu erkennen. Im weiteren Verlauf zeugten nur noch geringe periostale Unregelmäßigkeiten von dem vorausgegangenen traumatischen Ereignis (siehe Abb.9). Durch endostale Callusbildung und direkte Knochenneubildung in dem Bruchspalt war bereits 5 Wochen nach der Klebung die Frakturstelle so fest überbrückt, daß ein nach der Sektion entnommener Radiusschaft längsgespalten werden konnte, ohne wieder zu zerbrechen. Die Frakturstelle war an dem Hämatom in der Markhöhle noch deutlich zu erkennen, ein wesentlicher periostaler Calluswulst fehlte.

Nur gelegentlich (Nr.1, Nr.8, Nr.20) zeigte sich im Röntgenbild trotz korrekter Brucheinrichtung und komplikationsloser Heilung eine überschießende Callusbildung. Diese war sicher Ausdruck einer starken periostalen Schädigung, als der Knochen zwischen 2 Faßzangen gebrochen wurde. Die dabei auftretenden Kräfte müssen natürlicherweise zu Veränderungen des Weichteilgewebes und Periosts geführt haben. Trotzdem war der Heilungsverlauf nicht verzögert (Abb.13). Im allgemeinen war die Reaktion sogar geringer als bei vergleichsweiser konservativer oder bisheriger operativer Behandlung.



Nr.131 RV
Op.Tag(13.10.64)

12 Wo.(14.1.65)

16 Wo.(5.2.65)

Abb.13: Starke Callusbildung trotz korrekter Bruch-
richtung und komplikationsloser Heilung bei einer
mit Methyl-2-cyanoacrylat geklebten Radiusfrak-
tur am Hund.

III. Sektionsbefunde und histologische Untersuchungen.

Um auch klinisch und vor allem histologisch die verschie-
denen Stadien der Knochenbruchheilung nach Klebung mit
Methyl-2-cyanoacrylat festzuhalten, wurden die Hunde
nach unterschiedlichen Zeiträumen getötet und seziiert.
Die Zeitspanne zwischen der Klebung und der Sektion lag
zwischen 5 und 28 Wochen.

Dadurch wurden gleichzeitig die bereits röntgenologisch
erhobenen Befunde bestätigt. Unter den 19 über längere

Zeit beobachteten Fällen fanden wir - wie bereits berichtet - in 3 Fällen eine Instabilität nach Infektion, in weiteren 3 Fällen eine geringe, aber knöchern feste Achsabknickung und in den restlichen 13 Fällen eine stabile Knochenheilung in anatomisch formgerechter Stellung. Im Bereich der Bruchstelle fanden wir zwar mäßige Verwachsungen als Zeichen einer starken Bindegewebsproliferation. Diese war jedoch in keinem Fall ausgeprägter als bei einer offenen Reposition mit Fixation durch Schrauben oder Drähte. Nach sorgfältiger Freilegung des Knochens

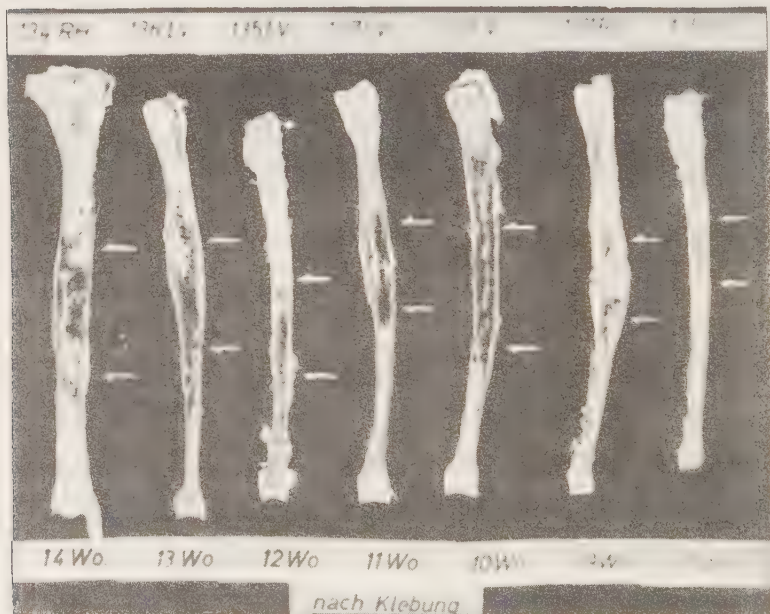


Abb.14: Serie von 7 mit Methyl-2-cyanoacrylat geklebten Hundeknochen 8 bis 14 Wochen nach der Klebung. An den präparierten Knochen ist die Bruchstelle (durch Pfeile begrenzt) kaum mehr zu erkennen (siehe auch Abb.12). Eine wesentliche Calluswulstung fehlt.

war die Klebestelle in den meisten Fällen kaum mehr zu erkennen. Die Bruchheilung war nach der anatomisch korrekten Reposition und stabilen Fixation mit Methyl-2-cyanoacrylat im Sinne einer primären Knochenbruchheilung ohne wesentliche periostale Calluswulstung erfolgt (Abb. 14). Von den 20 beurteilbaren Versuchen war in 16 Fällen (80 %) die Fraktur fest verheilt. Die Klebung der experimentellen Fraktur mit Methyl-2-cyanoacrylat hatte zu einer formgerechten, stabilen und glatten Heilung geführt. In allen diesen Fällen hatten die Hunde ohne zusätzliche äußere Fixation noch innerhalb der ersten postoperativen Woche die betreffende Extremität voll belastet. Eine Verzögerung des Heilungsprozesses war nicht aufgetreten.

Histologisch konnten wir die von anderen Autoren gemachte Erfahrung bestätigen, daß der Methyl-2-cyanoacrylatklebstoff in geringen Mengen sehr gut gewebeverträglich ist und zu keinen größeren Gewebereaktionen führt. Dazu entnahmen wir aus der Klebestelle, die häufig nur mit Mühe zu erkennen war, ein Knochenstück, das nach Entkalkung in Paraffin eingebettet wurde. Von diesem Block machten wir mehrere 7 bis 10 μ dicke Schnitte. Dünnere Schnitte waren nicht möglich, da durch die eingelagerten harten Polymerisationsprodukte des Klebstoffes die Gewebestruktur beim Schnitt völlig zerstört wurde. Die Färbung erfolgte mit Haematoxylin-Eosin oder nach van Gieson.

Bereits nach 5 Wochen war eine deutliche interossäre

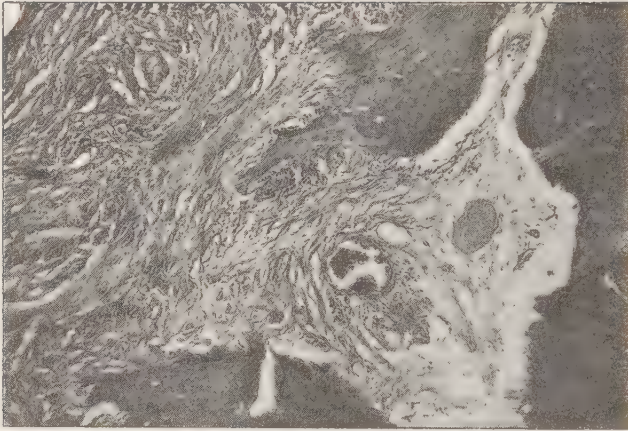


Abb.15: Histologische Untersuchung einer mit Methyl-2-cyanoacrylat geklebten Radiusfraktur am Hund (Nr.19) 5 Wochen nach der Klebung. Reaktionslose Reste des polymerisierten Klebstoffes sind noch vorhanden. HE-Färbung.

Knochenneubildung zu beobachten. Durch periostale und endostale Callusbildung war der Bruchspalt fest überbrückt. Zwischen den Knochenbälkchen lagen reaktionslose Reste des polymerisierten Klebstoffes, umgeben von vereinzelt Fremdkörperriesenzellen und Histiocyten. Vermehrte körpereigene Abwehrreaktionen, Nekrosen oder übermäßige Fremdkörperriesenzellinfiltrate konnten wir in keinem Fall feststellen (Abb.15). Nach etwa 3 bis 4 Monaten scheint der Abbau des Methyl-2-cyanoacrylat-klebstoffes abgeschlossen zu sein. Das Bindegewebe im Bruchspalt ist fast vollständig in osteoides Gewebe umgewandelt, im Präparat sind keine Polymerisationsprodukte mehr erkennbar (Abb.16).

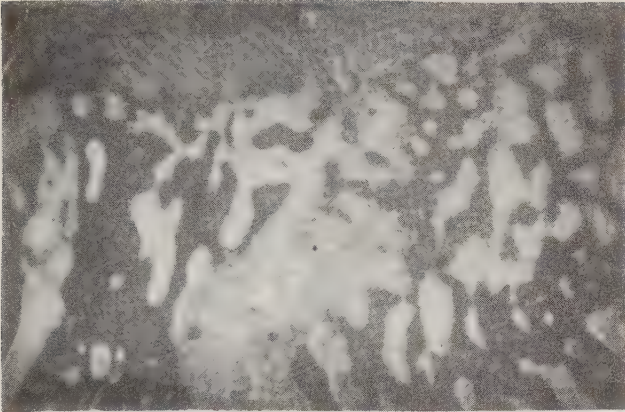


Abb.16: Histologische Untersuchung einer Radiusfraktur am Hund (Nr.9) nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat (siehe auch Abb.10). Osteoide Umwandlung des festen Bindegewebes im Bruchspalt, Leimkristalle sind nicht mehr zu erkennen. Färbung nach van Gieson.

E. FRAKTURKLEBUNG AM MENSCHEN

Damit hat sich gezeigt, daß der Methyl-2-cyanoacrylatklebstoff den eingangs gestellten Forderungen in vollem Umfang entspricht. Ferner wurde bewiesen, daß eine Fraktur, die postoperativ keiner stärkeren Belastung ausgesetzt ist, so reponiert und fixiert werden kann, daß sie zu einer formgerechten, glatten und unverzögerten Heilung führt. Gegenüber den bisherigen Methoden hat er den Vorteil, daß er einmal zu einer anatomisch korrekten Stellung und damit primären Knochenbruchheilung führt, zum zweiten, daß er nicht in einer Nachoperation wieder entfernt werden muß wie die Metallimplantate, die zudem

noch häufig zu einer verzögerten Bruchheilung und Infektion Anlaß geben. Seine Anwendung - eventuell mit einer verkürzten Ruhigstellung durch Gips- oder Schienenverbände - wird sich vor allem bei gelenksnahen Trümmerbrüchen empfehlen, bei denen die bisherigen Methoden versagten. Hier ist eine formgerechte Reposition und Fixation von entscheidender Bedeutung. Hinzukommt, daß in solchen Fällen nur eine frühzeitige Aufnahme der Gelenkbewegung einen günstigen Erfolg verspricht. Häufig ist jedoch bei derartigen Frakturen eine Metallfixation wegen der Unzahl kleiner Bruchstücke nicht möglich, und so führen diese Brüche üblicherweise zu bedauerlichen Gelenkversteifungen. Eine entsprechende Prognose besaß auch der Ellenbogenmeißelbruch eines 29-jährigen Mannes, der am 25.6.1965 zu uns eingewiesen wurde. Auf den Röntgenbildern war neben einem stark verschobenen Bruch der Oberarmrolle ein Trümmerbruch des Speichenköpfchens, ein Kronenfortsatzabriß der Elle und ein großer Ausriß aus der Gelenkfläche der Elle zu erkennen (Abb.17a). Bei der operativen Revision am gleichen Tag, um die stark verschobenen Bruchstücke, die die Gelenkfunktion sehr beeinträchtigten, durch eine Drahtfixation zu fassen, stellte sich heraus, daß die 4 kleinen Fragmente des caput radii und eine etwa doppeldaumennagelgroße, schalenförmige Gelenkflächenabsprengung aus dem capitulum radialis humeri mit Schrauben oder Draht nicht reponiert werden konnten, ohne die Gelenkbewegung zu sperren. Da

E.K. 29J.



25.6.65

3.8.65

a

b

Abb.17: Röntgenaufnahmen eines Ellenbogenbruches mit Kronenfortsatzabriß der Elle, Zertrümmerung des Speichenköpfchens und großem Ausriß aus der Gelenkfläche der Elle.

a) Situation nach dem Unfall

b) Stabile formgerechte Stellung der Fragmente 5 Wochen nach Klebung mit "CHBS 64".

eine Entfernung der Bruchstücke die Gelenkfunktion stark beeinträchtigt hätte, entschlossen wir uns zu einer Fixation mit dem Kunststoffkleber "CHBS 64" (Abb.18). Da uns bei den spongiösen Anteilen der Knochen die Stabilität nicht ausreichend erschien, legten wir - um sicher zu gehen - für 3 Wochen einen Gips-schienenverband an. Der postoperative Verlauf war komplikationslos. Nach 3 Wochen begannen wir mit Bewegungsübungen, die schon 5 Wochen nach der Operation



Abb.18: Operationssituation bei einem mit "CHBS 64" geklebten Meißelbruches des Ellenbogens:

- a) die Fragmente des Speichenköpfchens sind bereits fixiert, die Spongiosa des capitulum radialis humeri liegt frei.
- b) Situationsgerechte Versorgung der Gelenkfläche des Oberarmes.

erfreuliche Erfolge zeigten. Die Fragmente waren in korrekter Stellung verheilt (Abb.17b). Der Patient konnte 8 Wochen nach der Operation arbeitsfähig entlassen werden. Die Funktion der Gelenke war bis auf minimale Einschränkung bei endgradiger Beugung und Streckung sowie Supination erhalten (Abb.19).

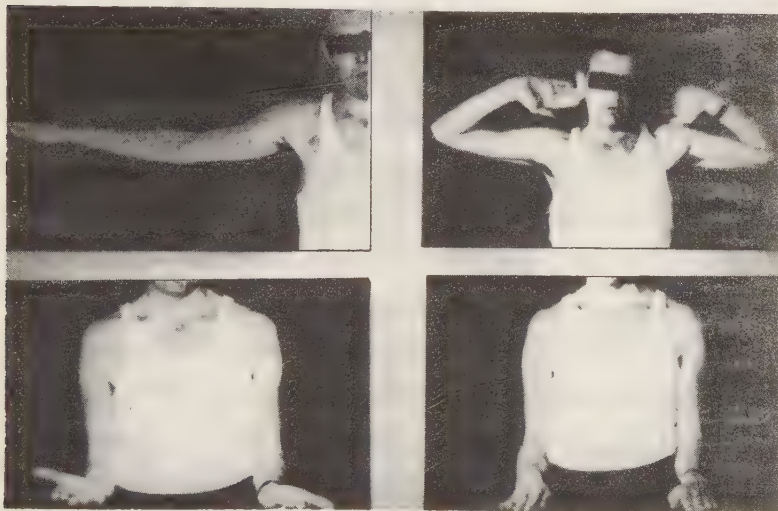


Abb.19: Funktionsaufnahmen 8 Wochen nach Klebung eines rechtsseitigen Ellenbogenmeißelbruches mit "CHBS 64" (siehe Abb.17 und 18) bei einem 29-jährigen Patienten.

Der Methyl-2-cyanoacrylatklebstoff hat sich also in gewissen schwierigen Fällen - natürlich unter strenger Indikationsstellung - hervorragend bei der Klebung von Knochen bewährt. Dadurch ist gegenüber den herkömmlichen Methoden eine Verbesserung der funktionellen Ergebnisse erreicht. Während bisher in manchen Fällen der rekonstruktiven Behandlung Grenzen gesetzt waren, sind heute dem Chirurgen mit dem Methyl-2-cyanoacrylat-

klebstoff neue Möglichkeiten in die Hand gegeben. Damit wird in vielen Fällen eine gute Funktion eines Gelenkes erreicht, das zuvor mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit zu Einschränkungen der Gelenkfunktion geführt hätte.

F. ZUSAMMENFASSUNG

An Hand von 131 artefiziell erzeugten Frakturen isolierter menschlicher Röhrenknochen wird festgestellt, daß die Knochen der oberen Extremität eine größere Stabilität gegenüber Torsion, die der unteren Extremität dagegen gegenüber Biegung bzw. Zug und Druck besitzen. Dies entspricht den natürlichen funktionellen Anforderungen an die entsprechenden Knochen. Untersuchungen über das Verhältnis von Corticalisdicke zum Radius des Knochens zeigen, daß die beanspruchten Profile vollkommen ihrer funktionell günstigsten Struktur angepaßt sind.

Die gewonnenen Frakturen wurden unter physiologischen Bedingungen mit Methyl-2-cyanocrylat, einem selbststerilisierenden, ausgezeichnet gewebeverträglichen Einkomponentenklebstoff, der durch Anionenpolymerisation in Anwesenheit von schwachen Basen innerhalb weniger Minuten zu einem dünnen, weißlichen Film erstarrt, geklebt und nach ca. 30 Minuten den drei natürlichen, am Knochen auftretenden Belastungsqualitäten - Zug, Biegung und Torsion - unterworfen.

In Fortsetzung dieser Versuche wurden nach einigen gescheiterten Experimenten an Ratten und Kaninchen bei 16 Hunden insgesamt 21 annähernd natürliche Frakturen der langen Röhrenknochen erzeugt. Die Bruchstücke wurden versuchsweise exakt reponiert und anschließend mit Methyl-2-cyanoacrylat geklebt, wobei am Vorderlauf die intakte Ulna, am Hinterlauf eine Cerclage als zusätzlicher stabilisierender Faktor diente. Eine weitere Fixation mit Gips- oder Schienenverbänden erfolgte nicht. Die betreffende Extremität wurde sofort belastet. Wiederholte Röntgenkontrollen und eine histologische Untersuchung nach der Sektion gaben Auskunft über den Heilungsverlauf.

In einem ungünstigen Fall, der mit den bisherigen Methoden nicht ohne starke Beeinträchtigung der Gelenkfunktion hätte behandelt werden können, wird bei einem 29jährigen Patienten über die erfolgreiche Klebung eines gelenknahen Trümmerbruches mit Methyl-2-cyanoacrylat berichtet.

G. DISKUSSION

Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Knochenplombierungen versuchten wir eine reine Klebung von Frakturen mit Methyl-2-cyanoacrylat, wobei der Klebstoff in dünner Schicht auf die Bruchstücke aufgebracht wurde. Vor allem der Vorteil einer schnell belastungsfähigen, anatomisch korrekten Fixation der Bruchstücke und die günstigen

Eigenschaften des Klebstoffes, der ausgesprochen gut gewebeverträglich ist und zu keiner erhöhten Infektionsgefährdung oder stärkeren Fremdkörperreaktion des Gewebes führt, waren für seine Verwendung von Bedeutung. Erste Versuche nahmen wir an isolierten menschlichen Röhrenknochen vor. Erwartungsgemäß nimmt die absolute Festigkeit nach Klebung mit Methyl-2-cyanoacrylat mit der größeren Bruchfläche vom Vorderarm (Mittlere Belastbarkeit auf Zug 19,9 kp) zum Oberschenkelknochen (Mittlere Belastbarkeit auf Zug 75,4 kp) gleichmäßig zu. Das Verhältnis Zugfestigkeit zu Belastbarkeit auf Biegung 3 : 2 entspricht dabei dem rechnerisch ermittelten Wert. Bezieht man nun die Festigkeit auf die Flächeneinheit, so ist diese paradoxerweise an der oberen Extremität (12,27 bzw. 9,5 kp/cm²) etwa doppelt so groß wie an der unteren (6,02 bzw. 6,84 kp/cm²). Dies kann einzig an der unterschiedlichen Bruchform - stark verzähnte, reine Querbrüche gegenüber langen, zahnlosen Längsbrüchen an der unteren Extremität - und der damit veränderten tatsächlichen Klebefläche liegen. Damit wird auch eine höhere Reibungshaftung vor allem bei Torsion wirksam. Die grundlegende Bedeutung dieses Faktors zeigt ein Vergleich zwischen Klebungen plangeschliffener Sägeschnitte und denen natürlicher Querbrüche von annähernd gleichem Querschnitt. Dabei zeigen natürliche Brüche eine etwa 5fache Festigkeit (6,8 kp/cm²) gegenüber den plangeschliffenen Sägeschnitten (1,3 kp/cm²). Allerdings spielen hier auch

Polymerisationsvorgänge im Klebstoff (Dicke des Klebstofffilms) eine Rolle. Entsprechend muß auch die zur Refraktur nötige, tangential am Knochen angreifende Kraft am Unterarm etwa 3mal größer als an der unteren Extremität sein.

In den folgenden Versuchen mit Hunden erreichten wir eine Belastung der geklebten Frakturen in vollem Umfang bereits während der ersten postoperativen Woche. Lediglich in 19 % der Fälle trat eine postoperative Infektion und sekundäre Instabilität auf. Sämtliche dieser Mißerfolge fielen in die erste Hälfte unserer Versuchsreihe und dürften Folge einer erhöhten Infektionsgefährdung durch verlängerte Operationsdauer und Anwendung von Cerclagen und der Benutzung eines verfallenen Klebstoffes sein. Dagegen war in 80 % der beurteilbaren Fälle die Fraktur glatt und formgerecht verheilt. Die Sektionspräparate bestätigten die bereits röntgenologisch erhobenen Befunde. Schon 5 Wochen nach der Klebung war der Frakturspalt knöchern fest, eine Verzögerung der Heilung war nicht eingetreten. Die Klebestelle war kaum mehr zu erkennen. Histologisch konnten keine körpereigene Abwehrreaktion, Nekrosen oder Fremdkörperriesenzellinfiltrate festgestellt werden. Nach 3 - 4 Monaten war der Klebstoff vollständig abgebaut.

Diese gute Gewebeverträglichkeit und sein nahezu vollständiger Abbau machen den Klebstoff in besonderem Maße

zur Anwendung am Menschen geeignet. Hinzu kommen seine sonstigen günstigen Eigenschaften, wie Reaktion bei Anwesenheit von Feuchtigkeit, geringe exotherme Reaktion, geringe Volumenänderung, maximale Festigkeit bei Körpertemperatur und Sterilität. Es läßt sich mit Methyl-2-cyanoacrylat eine belastungsfähige, 100 %ig korrekte Fixation der Bruchstücke erreichen, wobei sich die Operationsdauer bei einiger Übung relativ kurz halten läßt. Allerdings steht die erreichte Festigkeit von $6,84 \text{ kp/cm}^2$ in keinem Verhältnis zur natürlichen Zugfestigkeit der menschlichen Tibia von 1056 kp/cm^2 . Eine ausreichende Belastungsstabilität ist also für die Klebung langer Schaftknochen zur Zeit noch nicht gegeben. Ein weiterer Nachteil bei der Frakturklebung langer Röhrenknochen stellt die notwendige großflächige Freilegung des Knochens dar. Während man sich im allgemeinen bemüht, Frakturen möglichst geschlossen zu behandeln, werden hierdurch größere Traumen gesetzt, die den Heilungsprozeß stark beeinflussen.

Methyl-2-cyanoacrylat wird seine Anwendung jedoch dort finden, wo - wie im Fall eines 29jährigen Patienten - bei gelenknahen Trümmerbrüchen oder Absprengungen im Gelenk eine Reposition mit den bisherigen Methoden nicht möglich ist. Dort erlaubt der Methyl-2-cyanoacrylatklebstoff eine formgerechte Reposition und eine frühzeitige Wiederaufnahme der Bewegung, die Voraussetzung für ein funktionell gutes Ergebnis sind.

Sollte es gelingen, durch Veränderung der Seitenketten

oder Zugabe von Mitteln - wie es gelegentlich gemacht wird, um die Viskosität zu beeinflussen - die Festigkeit des Klebstoffes zu erhöhen, so dürfte der Klebstoff aufgrund seiner ausgezeichneten physikalischen, chemischen und biologischen Eigenschaften bald eine entscheidende Rolle in der zukünftigen Frakturbehandlung spielen.

LITERATURÜBERSICHT

1. OETTEL, H.: Biologische Probleme bei der Implantation von Kunststoffen. Langenbecks Arch.klin.Chir. 80:900 (1963)
2. SALVATORE, J.E., MANDARINO, M.P.: Polyurethane Polymer, its use in osseous lesions. Ann.Surg. 149:107 (1959)
3. REDLER, I.: Chemical osteosynthesis. Plast. Reconstruct. Surg. 25:174 (1960)
4. MACCOOMB, R.K., HOLLENBERG, C., ZINGG, W.: Polyurethane foam (ostamer): its use in experimental animals and in the investigation of tissue reactions. Surg.Forum 11:454 (1960)
5. CROZZOLI, N.: Osteosintesi chimica, prime esperienze cliniche con i polyuretani. Minerva Ortop. 9:409 (1960)
6. THOMPSON, F.R., SEZGIN, M.: Polyurethane polymer. An investigation of its adjunct value in the treatment of fractures and in arthrodesis. J Bone Joint Surg 44 A: 1605 (1962)
7. JENDRYSCHIK, A.H.: Chemoosteosynthese durch Ostamer. Z Orthop. 95:97 (1961)
8. LIGHTERMAN, I., FARRELL, J.J.: Treatment of experimentally induced mandibular fractures with plastic polymers. Surg.Forum 13:466 (1962)
9. THURNER, J., DIMICCOLI, N.: Über die Verwendung von Kunstharzen in der Orthopädie. Z.Orthop. 95:82 (1961)
10. RIETZ, K.-A.: Polymer osteosynthesis, experimental studies with an epoxy resin (Araldit AW 120). Act.Chir. Scand. 128:387 (1964)
11. REDLER, I.: Polymer osteosynthesis. A clinical trial of ostamer in forty-two patients. J Bone Joint Surg. 44 A: 1621
12. BRAUN, R.M.: The use of polyurethane foam as an adjunct to internal fixation of pathologic fractures. Surg.Re-search Vol. 4, No. 2:50 (1964)
13. BLOCH, B.: Bonding of fractures by plastic adhesives. Preliminary report. J Bone Joint Surg 40 B:804 (1958)
14. NIGST, H., WAGENER, H.H., BIRCHER, J., ZUPPINGER, P.: Industrielle Gießharze in der Knochenchirurgie. Deutsch Med Wschr 34:1621 (1961)
15. BIRCHER, J., NIGST, H.: Erfahrungen mit Araldit im Tierexperiment. Langenbecks Arch. klin. Chir. 304:930 (1963)

16. MÜLLER, M.E.: Ostamer und Palacos in der Knochenchirurgie. Langenbecks Arch.klin.Chir. 304:934 (1963)
17. SIMON, G.: Über die plastische Deckung der Schädel-dachlücken durch Kunststoffe. Mschr.Unfallheilk. 63:206 (1960)
18. CONTZEN, H.: Die lokale Gewebereaktion auf implantierte Kunststoffe in Abhängigkeit von deren Form. Langenbecks Arch.klin.Chir. 304:922 (1963)
19. COOVER, H.W., JOYNER, F.B., SHEARER, N.H., WICKER, T.H.: Chemistry and performance of cyanoacrylate adhesives. Soc.Plast.Engr.J 15:413 (1959)
20. SEMPLE, R.J.: E 910 monomer solvent. Cohesivenews 1:Nr. 6 (1961)
21. AWE, W.C., ROBERTS, W., BRAUNWALD, N.S.: Rapidly polymerizing adhesive as a hemostatic agent: study of tissue response and bacteriological properties. Surg. 54:322 (1963)
22. FASSETT, D.W., ROUDABUSH, R.L., EMLEY, I.C., GRAULICH, L.B.: Microbiological growth from Eastman 910 monomer and adhesive. Cohesivenews Vol 1:Nr.3 (1961)
23. YOSHIMURA, K., INOU, T., FURUKAWA, T., KOIKE, T., HINO, K., MIZUNO, K., OTA, K., WADA, T., KIMOTO, S.: Studies on surgical use of plastic adhesive. Bull. 2nd surg.Clin., Tokyo Univ. Hosp.:1 (1961)
24. BJÖRLIN, G., HOGEMAN, K.E., NORDEN, G., KAWANISHI, I.: Effect of EDH-Adhesive on wound healing in rats and guineapigs, a preliminary report. Acta Chir.Scand. 129:123 (1965)
25. NATHAN, H.S., NACHLAS, M.M., SOLOMON, R.D., HALPERN, B.D., SELIGMAN, A.M.: Nonsuture closure of arterial incisions using a rapidly-polymerizing adhesive. Ann. Surg. 152:648 (1960)
26. RAEKALLIO, J., SELIGMAN, A.M.: Acute reaction to arterial adhesive in healing skin wounds. JSR 4:124 (1964)
27. WEISSBERG, D., GOETZ, R.H.: Tissue reactions to methyl-2-cyanoacrylate (Eastman 910 monomer). Surg.Forum 15: 226 (1964)
28. ALBIN, M.S., D'AGOSTINO, A.N., WHITE, R.J., GRINDLAY, J.H.: Nonsuture sealing of a dural substitute utilizing a plastic adhesive, methyl-2-cyanoacrylate. J. Neurosurg. 19:545 (1962)
29. ASHLEY, F.L., STONE, R.S., POLAK, T., BERMAN, O.D., DELABAR, M.: Further studies involving wound closure with a rapidly polymerizing adhesive. Plast.Reconstr. Surg. 31:333 (1963)

30. BLOOMFIELD, D., BARNERT, A.H., KANTER, P.D.: The use of Eastman 910 Monomer as an adhesive in ocular surgery: I Biologic effects on ocular tissues. *Amer. J.Ophthal.* 55:742 (1963)
31. BLOOMFIELD, S., BARNERT, A.H., KANTER, P.D.: The use of Eastman 910 Monomer as an adhesive in ocular surgery: II Effectiveness in closure of limbal wounds in rabbits. *Amer.J.Ophthal.* 55:946 (1963)
32. BROMBERG, B.E., SONG, I.C., KOEHNLEIN, E., MOHN, M.P.: Nonsuture fixation of split-thickness skin grafts. *Surgery* 55:846 (1964)
33. FISCHL, R.A.: An adhesive for primary closure of skin incisions. *Plast.Reconstr.Surg.* 30:607 (1962)
34. GARRETT, H., LAW, S.W.: Control of vascular anastomotic hemorrhage in heparinized dogs with a rapidly polymerizing adhesive. *Surg.Forum* 12:254 (1961)
35. HEALEY, J.E., BROOKS, B.J., GALLAGER, H.S., MOORE, E.B., SHEENA, K.S.: A technique for nonsuture repair of veins. *J.Surg.Research* 1:267 (1961)
36. HEALEY, J.E., SHEENA, K.S., GALLAGER, H.S., CLARK, R.L.: Bronchial closure following pneumonectomy utilizing a plastic adhesive. *Ann.Surg.* 159:172 (1964)
37. HEISS, W.H., GUTHY, E., BECKER, H.M.: Experimentelle Untersuchungen zum Ersatz der chirurgischen Naht durch Klebstoff. *Langenbecks Arch.klin.Chir.* 308:793 (1964)
38. MATHES, G.L., TERRY, J.W.: Nonsuture closure of nephrotomy. *J.Urol.* 89:122 (1963)
39. SAWYERS, J.L., VASKO, J.: Sealing cut lung surfaces with plastic adhesives. *J.Thorac.Cardiovasc.Surg.* 46:526 (1963)
40. STONE, H.H.: Nonsuture closure of cutaneous lacerations, skin grafting and bowel anastomosis. *Amer.Surg.* 30:177 (1964)
41. STRAHAN, R.W., SAJEDEE, M., DUVAL, M.K.: The leaking esophageal suture line. *Amer.J.Surg.* 106:570 (1963)
42. THOMAS, P.A., NIMS, R.M., HUNT, R.D., ARONSTAM, E.M.: Experimental observations with a plastic adhesive, methyl-2-cyanoacrylate, as a sealing agent in pulmonary and bronchial surgery. *Cohesivenews* 3:Nr.6 (1963)
43. WEILBAECHER, D.A., MATHIEU, F.J., COHN, I.: Nonsuture intestinal anastomosis. *Amer.J.Surg.* 107:353 (1964)
44. ELLIS, R.A., LEVINE, A.M.: Experimental sutureless ocular surgery. *Amer.J.Ophthal.* 53:733 (1963)
45. COBEY, M.C.: Growth of bone and tissue through plastic vacuoles. *J.Bone Joint Surg.* 44 A: (1962)

46. MANAX, W. G., BLOCH, J.H., LONGERBEAM, J.K., LILLEHEI, R.C.: Plastic adhesive as an adjunct in suture anastomoses of small blood vessels. *Surgery* 54:663 (1963)
47. SEIDENBERG, B., GARROW, E., PIMENTAL, R., HURWITT, E.: Studies on the use of plastic adhesive in gastrointestinal surgery. *Ann.Surg.* 158:721 (1963)
48. JESSE, R.H., ANDERSON, B.C., HEALEY, J.E.: Fixation of splitthickness skin grafts with adhesives. *Plast. Reconstr.Surg.* 33:272 (1964)
49. MARABLE, S.A., WAGNER, D.E.: The use of rapidly polymerizing adhesives in massive liver resection. *Surg. Forum* 13:264 (1962)
50. BRAUNWALD, N.S., AWE, W.C.: Control of hemorrhage from the heart and aorta utilizing a plastic adhesive. *Surgery* 51:786 (1962)
51. CARTON, C.A., KESSLER, L.A., SEIDENBERG, B., HURWITT, E.S.: A plastic adhesive method for small blood vessels surgery. *World Neurol.* 1:356 (1960)
52. CARTON, C.A., KESSLER, L.A., SEIDENBERG, B., HURWITT, E.S.: Experimental studies in the surgery of small blood vessels:IV. Nonsuture anastomosis of arteries and veins, using flanged ring prostheses and plastic adhesive. *Surg.Forum* 11:238 (1960)
53. CARTON, C.A., KESSLER, L.A., SEIDENBERG, B., HURWITT, E.S.: Experimental studies in surgery of small blood vessels: II. Patching of arteriotomy using a plastic adhesive. *J.Neurosurg.* 18:188 (1961)
54. CARTON, C.A., KESSLER, L.A., SEIDENBERG, B., HURWITT, E.S.: Patching of intracranial internal carotid artery in man using a plastic adhesive. *J. Neurosurg.* 19:887 (1962)
55. CLARK, R.L., et al.: Vessel repair with plastic avoids suture. *Medical Tribune* 3: (1962)
56. HAFNER, C.D., FOGARTY, T.J., CRANLEY, J.J.: Nonsuture anastomosis of small arteries using a tissue adhesive. *Surg.Gynec.Obstet.* 116:417 (1963)
57. HEALEY, J.E., MOORE, E.B., BROOKS, B.F., SHENNA, K.S.: A vascular clamp for circumferential repair of blood vessels. *Surgery* 51:452 (1962)
58. MACDONALD, G.L., TOSE, L., DETERLING, R.A.: A technique for reimplantation of the dog limb involving the use of a mechanical stapling device and a rapidly polymerizing adhesive. *Surg.Forum* 13:88 (1962)
59. MYERS, H.C., B.L., CRAWFORD, R.: Instant polymerization of plastic monomer for tissue repair. *Arch.Surg.* 88:747 (1964)

60. YAHN, W.Z., STRULLY, K.J., HURWITT, E.S.: Non-occlusive small arterial anastomosis with a neodymium laser. Surg.Forum 15:224 (1964)
61. CRAMER, L.M.: Rapid skin grafting in small animals. Plast.Reconstr.Surg. 30:539 (1962)
62. KÖHNLEIN, H.E.: Das mechanische Moment, die Anwendung von Leim zur Transplantatfixierung. Mschr.Unfallheilk. 80:86 (1965)
63. HEALEY, J.E., SHENNA, K.S., GALLAGER, H.S., CLARK, R.L., O'NEILL, P.: The use of a plastic adhesive in the technique of bronchial closure. Surg.Forum 12: 153 (1962)
64. SHAFF, S.I.: A plastic adhesive for nonsuture repair of tracheal wounds. J.Amer.Veter.Med.Assoc. 143:158 (1963)
65. WILDER, R.J., PLAYFORTH, H., BRYANT, M., RAVITCH, M. M.: The use of plastic adhesive in pulmonary surgery. J.Thorac.Cardiovasc.Surg. 46:576 (1963)
66. O'NEILL, P., HEALEY, J.E., CLARK, R.L., GALLAGER, H.S.: Nonsuture intestinal anastomosis. Am.J.Surg. 104:761 (1962)
67. JUST-VIERA, J.O., PURON-DEL AGUILA, R., YAEGER, G.H.: Control of hemorrhage from the liver without the use of sutures or clamps, preliminary report. AmSurgeon 28:754 (1962)
68. HÜLSEN, C.: Spezifisches Gewicht, Elastizität und Festigkeit des Knochengewebes. Anz.d.biol.Labor:1 (1898)
69. HEALEY, J.E., BROOKS, B.J., GALLAGER, H.S., MOORE, E.B., SHENNA, K.S.: A technique for nonsuture repair of veins. J.Surg.Research 1:267 (1961)

LEBENS LAUF

Am 30.12.1939 wurde ich als erstes Kind des Oberlandwirtschaftsrates Josef Roderer und seiner Ehefrau Hertha Roderer, geb. Lemke, in Dresden geboren. Nach unserer Flucht trat ich 1945 in die Volksschule in Regensburg ein und besuchte anschließend das dortige Neue Gymnasium. Als mein Vater an die Regierung von Oberfranken versetzt wurde, ging ich an das Humanistische Gymnasium Christian-Ernestinum in Bayreuth. Dort legte ich im Juli 1959 meine Reifeprüfung ab.

Im Herbst 1959 nahm ich das Studium der Medizin an der Universität Erlangen-Nürnberg auf. Nach dem im April 1962 in Erlangen bestandenen Physikum studierte ich die folgenden drei Semester an den Universitäten Kiel, Innsbruck und Berlin. Im Herbst 1963 kehrte ich an die Universität Erlangen-Nürnberg zurück, wo ich im August 1965 mein Staatsexamen machte.

Meine Medizinalassistentenzeit legte ich auf der Inneren und Gynäkologischen Abteilung der Städtischen Krankenanstalten Bayreuth, auf der Chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Neustadt/Aisch sowie am Pathologischen Institut und der Abteilung für Anaesthesiologie der Universität Erlangen-Nürnberg ab. Seit Herbst 1967 bin ich als Assistenzarzt auf der Inneren Abteilung der Städtischen Krankenanstalten Bayreuth unter Herrn Prof. Dr. Kabelitz tätig.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 852 Erlangen, Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 229 90
